



HAL
open science

Dispositif virtuel d'aide à la chirurgie de l'épaule

Hakim Atmani

► **To cite this version:**

Hakim Atmani. Dispositif virtuel d'aide à la chirurgie de l'épaule. Informatique [cs]. Arts et Métiers ParisTech, 2008. Français. NNT : 2008ENAM0002 . pastel-00003458

HAL Id: pastel-00003458

<https://pastel.hal.science/pastel-00003458>

Submitted on 3 Apr 2008

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

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



Ecole doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'Ingénieur

THÈSE

pour obtenir le grade de

Docteur

de

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité "Informatique"

*présentée et soutenue publiquement
par*

Hakim ATMANI

le 16 janvier 2008

DISPOSITIF VIRTUEL D'AIDE A LA CHIRURGIE DE L'EPAULE

Directeur de thèse : Frédéric MERIENNE

Co-encadrement de la thèse : David FOFI

Jury :

M. Fabrice MERIAUDEAU, Professeur, Le2i, Université de Bourgogne Président
Mme Edwige PISSALOUX, Professeure, ISIR, Université de Paris 6 Rapporteur
M. Tanneguy REDARCE, Professeur, Ampère, INSA de Lyon Rapporteur
M. Patrick DUBOIS, MCU-PH, CHRU de LILLE Examineur
M. Pierre TROUILLOUD, PU-PH, CHU DE Dijon Examineur
M. David FOFI, Maître de Conférences, Le2i, Université de Bourgogne Examineur
M. Jean-Luc MARTINEZ, Ingénieur, Le2i, ENSAM, Cluny Invité

Laboratoire de Electronique, Informatique et Image
ENSAM, CER de Cluny

Dispositif Virtuel d'aide à la Chirurgie de l'Épaule

Résumé. L'objectif de ces travaux est la réalisation d'un dispositif à base de réalité virtuelle afin d'assister le chirurgien orthopédiste lors de la substitution de l'articulation gléno-humérale par une prothèse. Ce dispositif a pour but l'optimisation des débattements de l'articulation prothésée de l'épaule à partir d'un choix de différents scénarios de pose. Les travaux se basent sur de nombreuses thématiques telles que la chirurgie orthopédique, le traitement d'image, l'informatique graphique ainsi que la réalité virtuelle. La démarche choisie comprend une (i) phase de modélisation de la partie osseuse de l'articulation par des formes géométriques simples, ce modèle est paramétrable à partir de radios ou de coupes scanners ; (ii) une phase de simulation des débattements de l'articulation gléno-humérale saine ; ainsi que (iii) une phase de simulation des opérations de coupes et de perçages avec choix des implants prothétiques pour une optimisation des débattements de l'articulation en préopératoire (cette optimisation se fait grâce une comparaison de la cinématique de l'épaule saine avec les différents scénarios issus de notre simulation préopératoire).

Mots-clefs. Modélisation de l'épaule, prothèse d'épaule, imagerie médicale, traitement de l'image, chirurgie virtuelle.

Virtual System for an Aided Shoulder Surgery

Abstract. The goal of this research is to design a virtual reality prototype to assist an orthopedic surgeon during the replacement of the glenohumeral joint by prosthesis. This system aims to optimize the movements of prosthesis shoulder joint from a choice of various scenarios of pose. These works encompasses several topics such as : orthopedic surgery, image analysis, computer graphics and virtual reality. The chosen process includes a phase of modelling of the bony part of the articulation by simple geometric forms, this model is parameterized from radios or CT scans ; a phase of simulation of the movements of healthy glenohumeral joint ; finally the phase of simulation of cutting and drilling with choice of the prosthetic implants for an optimization of the movements of the prosthesis joint during the preoperative work (this optimisation is made by comparison of the kinematics of the healthy shoulder and the various scenarios from our preoperative simulations).

Keywords. Shoulder modelling, shoulder prosthesis, medical imaging, image analysis, virtual surgery.



Table des matières

Table des matières	4
Table des figures	8
Liste des tableaux	13
1 Introduction Générale	17
1.1 Cadre, Objectifs et Contributions	19
1.2 Organisation du Mémoire	20
1.3 Conception d'un Système d'Aide à la Chirurgie de l'Epaule	21
1.3.1 Introduction	21
1.3.2 Cahier des Charges	22
1.3.2.1 Avantages et Performances Envisagés	22
1.3.2.2 Caractéristiques Techniques des Implants et des An-	
cillaires	23
1.3.2.3 Dispositif Virtuel	23
1.3.3 Méthode Proposée	24
1.3.4 Conclusion	25
2 Dispositifs d'Aide à la Chirurgie : Etat de l'Art	27
2.1 Introduction	27
2.2 Objectif des DAC	27
2.3 Principe de Fonctionnement des DAC	28
2.3.1 Perception	28
2.3.2 Raisonnement	29
2.3.3 Action	30
2.3.3.1 Guidage Passif	30
2.3.3.2 Guidage Semi-Actif	31
2.3.3.3 Guidage Actif	31
2.4 Exemple de DAC	31
2.4.1 Rendu Visuel	32
2.4.1.1 Des Informations de Stratégie	32
2.4.1.2 Des Informations Anatomiques	34

2.4.1.3	Combinaison d'Informations Anatomiques et Straté- giques	37
2.4.2	Rendu Haptique	39
2.4.2.1	Des Informations sur la Stratégie	40
2.4.2.2	Des Informations Anatomiques	42
2.4.2.3	Combinaison d'Informations Anatomiques et Straté- giques	43
2.4.3	Rendu Sonore	43
2.5	Objet Virtuel dans les DAC Orthopédiques	44
2.6	Conclusion	46
3	De l'Epaule au Modèle	47
3.1	Introduction	47
3.2	Anatomie de l'Epaule	47
3.2.1	Partie Osseuse de l'Epaule	47
3.2.2	Articulation de l'Epaule	48
3.2.2.1	Articulation Scapulo-Humérale	49
3.2.2.2	Articulation Acromio-Claviculaire	50
3.2.2.3	Articulation Sterno-Claviculaire	51
3.2.2.4	Articulations Annexes	51
3.2.3	Biomécanique de l'Epaule	51
3.2.3.1	Définition des Mouvements de l'Epaule	52
3.2.4	La Prothèse DUOCENTRIC	55
3.2.4.1	Composition de la Prothèse	55
3.2.4.2	Technique Opératoire d'une Prothèse Inversée	57
3.3	Techniques de Reconstruction 3D à partir d'Images Médicales	61
3.3.1	Reconstruction à partir de Coupes Scanner	61
3.3.2	Reconstruction à partir de Radiographies	61
3.4	Revue sur les Techniques Potentielles de Modélisation	62
3.4.1	Reconstruction de Surfaces à partir de Points Non-Organisés	63
3.4.2	Acquisition du Nuage de Points	65
3.4.2.1	Numérisation par Contact	65
3.4.2.2	Lumière Structurée	65
3.4.2.3	Télémétrie	66
3.4.2.4	Méthodes Optiques Passives	66
3.4.3	Approches basées sur le Diagramme de Voronoï	66
3.4.3.1	Introduction	66
3.4.3.2	Crust	68
3.4.3.3	Cocone	70
3.4.3.4	Powercrust	70
3.4.4	Approches Implicites	71
3.4.4.1	Principe	71

3.4.4.2	Définition d'une RBF	72
3.4.4.3	Approche Mathématique	72
3.4.5	Approches Mixtes	74
3.4.5.1	Méthode de Hope	75
3.4.5.2	Méthode Mixte de Boissonnat	77
3.4.6	Approches Dynamiques	77
3.4.7	Approches Neuronales	80
3.4.7.1	Méthode utilisant les cartes auto-organisatrices de Kohonen.	80
3.4.7.2	Méthode utilisant les Growing Cell Structures	81
3.4.8	Résultats Expérimentaux	81
3.5	Conclusion	84
4	Maquette Numérique et Chirurgie Virtuelle	87
4.1	Introduction	87
4.2	Méthode du Modèle à Formes Simples	87
4.2.1	Modélisation Osseuse	88
4.2.1.1	Partie Humérale	88
4.2.1.2	Partie Scapulaire	94
4.2.2	Extraction des Paramètres	97
4.2.2.1	A Partir de Coupes Scanners	99
4.2.2.2	A Partir d'Images Radiographiques	111
4.2.3	Résultats Expérimentaux	120
4.2.3.1	Validation du Modèle	123
4.3	Intégration de la Maquette Numérique de la Prothèse	126
4.3.1	Assemblage de la Prothèse	127
4.4	Simulation Chirurgicale Pré-Opératoire	128
4.4.1	Etape 1 : Préparation de l'Humérus	128
4.4.2	Etape 2 : Travail de la Glène	129
4.5	Simulation de Débattements	130
4.5.1	Débattements sans Prothèse	130
4.5.1.1	Présentation de la Librairie ColDet	131
4.5.2	Débattements avec la Prothèse	135
4.5.3	Résultats Expérimentaux	136
4.6	Vers un Système de Guidage Per-Opératoire	138
4.6.1	Introduction	138
4.6.2	Matériel Utilisé	139
4.6.3	Repérage des Ancillaires	141
4.6.4	Conclusion	141
4.7	Conclusion	143
5	Conclusion Générale et Perspectives	145
5.1	Conclusion	145

5.2 Perspectives et Travaux Futurs	147
5.3 Bibliographie de l'Auteur	147
Bibliographie	149

Table des figures

1.1	Principe général de la thèse	22
1.2	Démarche suivie pour la réalisation du dispositif d'aide à la chirurgie	25
2.1	Principe général d'un dispositif d'aide à la chirurgie	28
2.2	Méthodologie générale d'un DAC	29
2.3	Prothèse totale de la hanche (gauche) et interface visuelle de guidage de HipNav (droite)	33
2.4	Schématisation du fonctionnement du système de Peuchot (centre) par rapport à un DAC basée sur un écran (gauche), image perçue à travers le miroir semi-transparent (droite)	33
2.5	Informations affichées sur l'écran du système du MIT, optimisant la réalisation d'une craniotomie (à gauche) le dispositif utilisé (à droite)	35
2.6	Vue dans le casque utilisé pour la laparoscopie (à gauche) le dispositif en phase de test (à droite)	35
2.7	Données affichées par le système EchoSim	37
2.8	Image de navigation sur une vertèbre lombaire	38
2.9	Schéma de principe du dispositif utilisé pour l' "Image Overlay" de Blackwell	39
2.10	Captures d'écrans du dispositif d'aide à chirurgie de l'épaule en cours de développement chez Orthosoft	40
2.11	Schéma du principe de fonctionnement des templates.	42
2.12	Le système ACRobot	44
3.1	Partie osseuse de l'épaule (à gauche) et les deux axes principaux de l'humérus (à droite).	48
3.2	Vue des muscles et ligaments de l'articulation scapulo-humérale (à gauche) vue latérale de l'omoplate (à droite).	50
3.3	Plans anatomiques de référence	53
3.4	Cinématique de l'articulation humérale	54
3.5	Différents mouvements de l'épaule	55
3.6	Prothèse DUOCENTRIC anatomique	56
3.7	Prothèse DUOCENTRIC inversée	56
3.8	Position du patient pendant l'intervention (à gauche) emplacement en bleu de l'incision (à droite).	57

3.9	Préparation de l'humérus (gauche) tige centro-médullaire, guide de coupe et broche lisse de la duocentric (centre) coupe de la tête humérale (à droite).	58
3.10	Râpe, embout porte râpe et broche lisse.	58
3.11	Ecarteur de glène.	58
3.12	Fantôme 1.	59
3.13	Fraisage	59
3.14	Fantôme 2.	59
3.15	Montage de la duoglène et du support de glène.	60
3.16	Platine-insert d'essai.	60
3.17	Illustration du principe de la méthode NSCC appliquée sur le fémur distal	62
3.18	Modélisation de l'os	63
3.19	a. Le diagramme de Voronoï sur un nuage de points en 2D, b. Triangulation de Delaunay correspondant au diagramme de Voronoï, c. Axe médian d'un objet.	67
3.20	Le point x, les sommets de cellules de Voronoï autour de lui et les pôles p+ et p- en 2D (a) et en 3D (b).	69
3.21	Illustration du concept de la représentation d'une surface par surface implicite	72
3.22	Les 15 configurations de base des Marching Cubes.	74
3.23	Processus de reconstruction d'une surface en utilisant des primitives implicites placées grâce au calcul de l'axe médian.	75
3.24	Illustration d'une subdivision barycentrique.	77
3.25	Illustration du principe des snakes avec les différentes phases de déformation du modèle de snakes	79
3.26	Illustration de la méthode de l'Intelligent Balloon avec représentation de l'évolution du maillage à chaque étape du processus de reconstruction	79
3.27	Méthode de reconstruction neuronale de Baader et Hirtzinger	80
3.28	Modèle Scanné de l'Humérus	82
3.29	Reconstruction et déformations avec RBF. La reconstruction originale est au centre de la figure	82
3.30	Reconstruction à partir des cartes de Kohonen 3D	83
3.31	Modèle obtenu avec la méthode des marching cubes	83
3.32	Exemple de subdivision à 4-facettes	84
4.1	Humérus réel (à gauche) et humérus reconstruit avec la méthode des formes simples (à droite)	90
4.2	Trois types de cyclide	90
4.3	Parties utiles de la cyclide de Dupin	91
4.4	Jointure de deux ellipses avec une supercyclide	91
4.5	Construction de la jointure à base de courbes de Bézier. A gauche : étape 1. A droite : étape 2.	92
4.6	Jointure. A gauche : nuage de points. A droite : jointure facettisée.	92
4.7	Construction de la portion de sphère	93

4.8	Construction de la portion de cylindre	93
4.9	Positionnement des primitives	94
4.10	Principales formes utilisées pour modéliser l'omoplate et les paramètres correspondants	95
4.11	Différentes vue d'une omoplate réelle (à gauche) et d'une omoplate à base de formes simples (à droite).	96
4.12	Modélisation de la partie sous épineuse	97
4.13	D'autres paramètres principaux et secondaires de l'omoplate	97
4.14	Espace sous acromial (flèche rouge)	98
4.15	Exemple d'un modèle scanné	98
4.16	Synoptique du programme d'extraction des paramètres à partir des coupes scanners	99
4.17	Histogramme de l'image originale issue du scanner	100
4.18	Chaîne de traitement permettant d'isoler la tête humérale	100
4.19	Mesure de la position de l'axe de l'épicondyle par rapport à l'axe de la tête humérale	101
4.20	Orientation de la coulisse bicipitale par rapport à l'axe de l'épicondyle	102
4.21	Calcul du décalage entre l'axe de la tête humérale et l'axe de la diaphyse humérale	103
4.22	Angle d'orientation de l'axe du col de l'humérus	103
4.23	Mesure du rayon du cylindre métaphysaire	104
4.24	Schématisation de l'extraction du petit rayon de la glène	104
4.25	Calcul de la hauteur glène	105
4.26	Mesure de l'angle du plan de l'acromion et celui de la coracoïde par rapport à l'axe vertical de la glène	105
4.27	Mesure du petit rayon du cylindre elliptique représentant la coracoïde	106
4.28	Hauteur du plan de l'acromion par rapport au centre de la glène	107
4.29	Position 3D de l'extrémité de la coracoïde	107
4.30	Extrémité postérieure de l'acromion	108
4.31	Extrémité antérieure de l'acromion	108
4.32	Hauteur de l'espace sous acromial et épaisseur de l'acromion	108
4.33	Angle d'inclinaison du pilier par rapport à l'axe perpendiculaire à la glène et épaisseur du col de la glène	109
4.34	Espace sous acromial	110
4.35	Synoptique du programme d'extraction des paramètres à partir de radiographies	111
4.36	Extraction du rayon de la tête humérale à partir de radios	112
4.37	Mesure du demi-rayon du cylindre métaphysaire	112
4.38	Mesure de la hauteur de la glène	112
4.39	Largeur du cylindre de la glène	113
4.40	Épaisseur du col de la glène (en vert)	113

4.41	Extraction du décalage entre l'axe de la tête humérale et l'axe de la diaphyse humérale	113
4.42	Angle d'orientation de l'axe du col huméral	114
4.43	Mesure de l'angle du plan de l'acromion et celui de la coracoïde par rapport à l'axe vertical de la glène	115
4.44	Petit rayon du cylindre elliptique représentant la coracoïde	116
4.45	Position 3D de l'extrémité de la coracoïde	116
4.46	Hauteur du plan de l'acromion par rapport au centre de la glène	117
4.47	Hauteur de l'espace sous acromial	117
4.48	Angle d'inclinaison du pilier par rapport à l'axe perpendiculaire à la glène	118
4.49	Définition des axes	118
4.50	Mesure de l'extrémité postérieure de l'acromion	119
4.51	Mesure de l'extrémité antérieure de l'acromion	120
4.52	Mesure de l'espace sous acromial	120
4.53	Mesure de la distance de l'axe acromio- coracoïdal (en rouge) selon [Demangel 06]	123
4.54	Recalage du modèle à formes simples et du modèle numérisé pour l'humerus	123
4.55	Recalage du modèle à formes simples et du modèle numérisé pour l'omoplate	124
4.56	Vue sur l'erreur au niveau de la tête humérale et histogramme de l'erreur au niveau de la totalité de l'humérus	125
4.57	Vue sur l'erreur au niveau de la zone d'intérêt lors du processus opératoire de l'omoplate et histogramme de l'erreur au niveau de la totalité de l'omoplate	126
4.58	Mise en place de la prothèse inversée	126
4.59	Triangle gauche affecté à la platine humérale et triangle gauche affecté à l'insert huméral	127
4.60	Maillage affecté au support glène	127
4.61	Prothèse assemblée	128
4.62	Interface utilisateur pour l'opération de découpe de la tête humérale . . .	130
4.63	Angle entre l'axe de la tige humérale et l'axe du cône métaphysaire . . .	131
4.64	Résultat obtenu lors d'une découpe de la tête humérale suivant le plan en rouge et l'axe de perçage en jaune	131
4.65	Polygone de remplacement de la partie coupée de l'humérus	132
4.66	Placement des trous pour le pin's 1 et pin's 2 suivant le fantôme 1	132
4.67	Utilisation du fantôme 2 pour le placement du support glène après avoir travaillé le bas de la glène	133
4.68	Travail du bas de glène et placement du support glène avec un choix entre les tailles S et M	133
4.69	Simulation de l'offset de l'insert huméral	134
4.70	Différents débattements d'une épaule saine	135

4.71	La prothèse DUOCENTRIC® inversée montée et l'interface de mesure des débattements correspondants	136
4.72	Mouvement d'abduction avec une épaule prothésée	137
4.73	Mouvement d'ante pulsion d'une épaule prothésée	137
4.74	Mouvement de rétro pulsion d'une épaule prothésée	138
4.75	Mouvement de rotation interne d'une épaule prothésée	138
4.76	Mouvement de rotation externe d'une épaule prothésée	139
4.77	Comparaison des différents mouvements de l'épaule avec ou sans prothèse	140
4.78	Localisateur optique utilisant 2 caméras bidimensionnelles	142
4.79	Les différents positionnements possibles des capteurs	143
4.80	Exemple de Corps rigide commercialisé par Orthosoft®	143
4.81	Repères, matrices de passage des différents composants matériels susceptibles d'être couplés à notre application	144

Liste des tableaux

2.1	Avantages et inconvénients des systèmes de localisation tridimensionnelle	30
3.1	Les amplitudes moyennes admises pour les mouvements de l'épaule.	53
4.1	Formes géométriques utilisées pour modéliser l'humérus	89
4.2	Tableau récapitulatif des paramètres extraits et non extraits à partir des coupes scanners	110
4.3	Tableau récapitulatif des paramètres extraits et non extraits à partir des images radios	121
4.4	Fusion et comparatif entre les valeurs issues de radios, scanners et études anatomiques des paramètres de l'humérus	121
4.5	Fusion et comparatif entre les valeurs issues de radios, scanners et études anatomiques des paramètres de l'omoplate	122
4.6	Répartition de l'erreur entre un humérus scanné et son équivalent à base de formes simples	124
4.7	Répartition de l'erreur entre une omoplate scannée et son équivalent à base de formes simples	125
4.8	Comparaison des angles de débattement selon différents scénarios	141

Remerciements

Je tiens à remercier très sincèrement David FOFI et Frédéric MERIENNE d'avoir acceptés l'encadrement de cette thèse et de m'avoir guidé tout au long de ce long travail.

Je suis extrêmement reconnaissant envers tous les membres de mon jury pour l'attention qu'ils ont bien voulu porter à ce travail.

Fabrice MERIAUDEAU pour m'avoir fait l'honneur de présider ce jury.

Edwige PISSALOUX et le professeur Hervé TANNEGUY REDARCE pour avoir accepté la charge de rapporteur.

Professeur Pierre TROUILLOUD chirurgien orthopédiste au CHU de Dijon pour l'écoute qu'il a su m'offrir me permettant d'appréhender le domaine de la chirurgie orthopédique de l'épaule.

Je tiens aussi à remercier monsieur Michel COLOMBIER directeur de ASTON MEDICAL pour la confiance placée en moi pour la réalisation de ces présents travaux.

Je remercie également les membres de l'institut image Marc Chevaldonné, Hamid H'rimech, Géraldine Roux, Philippe Duval pour leur soutien, leur amitié et leur bonne humeur à tous. Ces remerciements ne pourraient se terminer sans que j'exprime mes plus profonds remerciements à mes parents, mon frère et tous ceux qui m'ont supporté et soutenu durant ces trois années.

Enfin, je tiens à remercier le Conseil Régional de Bourgogne ainsi que le fonds social européen pour leurs participations au montage financier de cette thèse.

Chapitre 1

Introduction Générale

Ce mémoire de thèse traite essentiellement de la chirurgie assistée par ordinateur. D'une manière très générale, l'objectif de cette étude était de fournir des outils de traitement des images et de modélisation pour la conception d'un dispositif d'aide à la chirurgie virtuelle, dans le cas très particulier du placement d'une prothèse scapulo-humérale.

En chirurgie mini-invasive, on a tendance à réduire la taille de l'accès à la zone à opérer. L'objectif est de réduire le risque d'infection, la morbidité postopératoire et bien sûr le temps d'hospitalisation. Des techniques comme la vidéoscopie* et l'endoscopie*¹ peuvent être des solutions, mais la visibilité du chirurgien et l'accessibilité à la zone à opérer sont fortement réduites. De plus, les contraintes éthiques, économiques et politiques de santé pèsent lourdement sur la formation chirurgicale. L'apparition de la réalité virtuelle a permis de contourner ces contraintes. L'application majeure de la réalité virtuelle dans le domaine chirurgical est la création de simulateurs permettant de reproduire en temps réel les étapes d'une opération. Ces simulateurs permettent en outre d'entraîner des étudiants et des spécialistes sur une technique nouvelle ou difficile, de planifier le geste chirurgical avant d'entreprendre l'opération et enfin d'évaluer la dextérité et l'habileté du chirurgien. Des systèmes de guidages précis et sûrs contribuent donc à une précision du geste. En pratique, cela se traduit par l'augmentation des capacités sensori-motrices du chirurgien par des capteurs artificiels.

Le domaine d'application de ce nouveau système d'écriture, de ce nouveau langage mathématique qu'est la réalité virtuelle s'étend aussi à maintes doctrines médicales autres que la chirurgie. Toutefois, la conception de tous ces dispositifs virtuels d'aide à la chirurgie est influencée par les technologies et non centrée sur l'utilisateur, imposant souvent au clinicien d'adapter le protocole chirurgical à des outils parfois conçus dans un contexte exogène aux contraintes spécifiquement médicales. On voit ainsi se multiplier des systèmes dont l'introduction dans les salles d'opéra-

¹Les termes médicaux et chirurgicaux marqués d'un astérisque sont définis dans l'annexe E en fin de document.

tion s'avère difficile. Nous constatons que dans la grande majorité de ces systèmes, chaque domaine d'application adapte la réalité virtuelle à ses besoins et développe des principes de conception *ad hoc*. La réalité virtuelle constitue donc un domaine évolutif tiraillé entre la pratique créative dirigée par le domaine d'application d'une part et l'approche conceptuelle mesurée de la théorie d'autre part. Pratique et théorie sont les deux approches complémentaires pour explorer des voies nouvelles dont on ne cerne pas encore les limites.

L'objectif de notre travail est d'établir des éléments utiles à la conception et à la réalisation de systèmes interactifs combinant des entités du monde réel et du monde virtuel.

Les interventions chirurgicales de l'articulation de l'épaule sont de différents types : ostéosynthèse dans le cas d'une fracture, ostéotomie* pour corriger une déformation ou pour modifier le fonctionnement de l'articulation, ou mise en place d'une prothèse articulaire. La fin du vingtième siècle a vu naître de nombreuses innovations dans les domaines de la chirurgie orthopédique et de la biomécanique. Des problèmes théoriques et pratiques peuvent néanmoins se poser pendant l'une des interventions envisagées à cause par exemple de la qualité et de la variabilité de la forme de l'os.

L'application développée lors de nos travaux de recherche a pour objectif d'aider le chirurgien orthopédiste lors d'une arthroplastie totale de l'épaule, c'est-à-dire le remplacement de cette articulation, qui est quelquefois effectué pour réparer une fracture de l'humérus proximal (ou tiers supérieur de l'humérus), l'os le plus gros dans la partie supérieure du bras. Ce qui pose problème dans le cas d'une fracture de la tête l'huméral, c'est le débit sanguin qui est parfois compromis ; en outre, si la fracture a fait éclater plusieurs fragments d'os, certains de ces fragments sont mal irrigués et risquent de ne pas bien cicatriser, c'est-à-dire que le tissu osseux peut se nécroser. Lorsque l'articulation fracassée ne peut simplement pas être reconstruite, certains chirurgiens suggèrent parfois de remplacer la tête humérale par une prothèse d'épaule comme la DUOCENTRIC® commercialisée par la SGM².

Des critères biomécaniques de réussite propres à une intervention sont définis. Par exemple, le succès de la pose d'un implant prothétique sera évalué en fonction du degré de mobilité de la nouvelle articulation, les débattements de cette articulation étant fonction de la forme de la prothèse et de sa position sur son support osseux. Il n'est pas toujours aisé d'optimiser la préparation de l'intervention chirurgicale pour chaque patient, et une simulation numérique préalable permettrait d'aider le chirurgien dans ses choix pour la préparation de l'intervention. Les techniques de la réalité virtuelle permettent un haut degré d'immersion et permettent d'envisager le développement d'un dispositif d'aide à la navigation durant l'acte opératoire. Les présents travaux s'inscrivent dans ce contexte.

²Société de Génie Médicale

1.1 Cadre, Objectifs et Contributions

Le travail réalisé pour cette thèse a été effectué dans la cellule “Immersion Virtuelle” du *Laboratoire Electronique, Informatique et Image* (Le2i UMR CNRS 5158) ; plus précisément dans les locaux de l’*Institut Image*, service du centre de Cluny de l’Ecole Nationale Supérieure d’Arts et Métiers (ENSAM) dont l’équipe de recherche a intégré le Le2i en 2005. L’équipe de recherche en immersion virtuelle développe des travaux sur l’optimisation de l’immersion virtuelle dans un contexte applicatif. La problématique centrale concerne la recherche de l’adéquation entre la perception (au sens des facteurs humains) et le rendu (au sens des technologies à mettre en oeuvre). Les principaux verrous scientifiques identifiés par l’équipe sont :

- la gestion des données 3D pour la mise en œuvre de la maquette virtuelle ;
- le développement de méthodes et d’outils permettant d’optimiser l’immersion virtuelle pour une application définie.

Les domaines d’application sont multiples : conception pour le génie industriel, patrimoine et muséographie, création artistique. Cette thèse constitue la première application de l’équipe au domaine biomédical. Nous n’avons donc pu bénéficier d’aucune étude interne en amont, d’aucun héritage scientifique ou technologique.

Cette thèse a été financée par la SGM, le Conseil Régional de Bourgogne et le Fonds Social Européen. Les travaux ont été menés en étroite collaboration avec le Professeur Trouilloud, chirurgien orthopédiste au CHU de Dijon.

L’objectif général était de développer un dispositif d’aide à la chirurgie, en pré-opératoire et en per-opératoire, pour le placement d’une prothèse d’épaule, à l’image de ce qui existe déjà pour la hanche. Une simple transposition de la méthode s’est avérée inopérante pour plusieurs raisons : essentiellement par la différence notable de l’anatomie et de la biomécanique des deux articulations et par les contraintes techniques et ergonomiques imposées par le chirurgien. Les principales questions auxquelles nous avons tenté de répondre sont : comment modéliser tri-dimensionnellement la jointure scapulo-humérale à partir de données médicales minimales (quelques radiographies) ? quelles mesures pertinentes extraire des images médicales pour parvenir à reconstruire un modèle adapté au patient ?

Un tel sujet présente des enjeux à la fois industriels et scientifiques : en ce sens, il nous semble important d’ajouter que la méthodologie que nous proposons et les logiciels y afférents sont en cours de ré-écriture pour le redéploiement de l’ensemble sur un dispositif d’aide à la chirurgie commercialisé par la société *Orthosoft*, spécialisée dans le développement et la commercialisation de dispositifs d’aide à la chirurgie orthopédique.

Les domaines d’études, très transversaux, et les outils que nous proposons empruntent tout autant à l’anatomie, à la chirurgie orthopédique, au traitement d’image et à l’informatique graphique. Il nous a également fallu composer avec les contraintes médicales et industrielles qui nous ont été imposées : la modélisation devait pouvoir

s'effectuer à partir d'images radiographiques *et* tomographiques ; le dispositif devait respecter le protocole opératoire existant et le geste médical ; l'outil de chirurgie virtuelle devait pouvoir s'exécuter sur un PC de bureau.

Cette étude a abouti à quelques contributions scientifiques, notamment :

- une méthodologie simple, mais originale, pour la reconstruction tridimensionnelle à partir de données médicales minimales ;
- un état de l'art des dispositifs d'aide à la chirurgie ;
- le développement d'un logiciel d'extraction des paramètres de forme de l'épaule du patient à partir d'images radiographiques et/ou tomographiques ;
- le développement d'un logiciel de chirurgie virtuelle pré-opératoire pour le placement de la prothèse d'épaule.

1.2 Organisation du Mémoire

Le mémoire s'articule autour des différents points qu'il nous a semblé utile d'analyser en vue du développement d'un dispositif virtuel d'aide à la chirurgie de l'épaule. Cela nous a conduit à étudier des domaines très divers, comme l'anatomie, le geste chirurgical, le traitement des images et la modélisation 3D. Nous avons, à chaque fois que cela nous a été possible, fait une analyse de l'existant, reliée aux enjeux et problèmes qui nous intéressent et à la manière de les résoudre. L'organisation du mémoire reflète notre démarche d'analyse, de l'espace des possibilités aux solutions de conception et de réalisation. La section suivante décrit en quelques points le cahier des charges formulé par l'industriel ainsi qu'une vue d'ensemble sur la méthode proposée pour répondre à cette requête. On peut y trouver les performances envisagées du dispositif à développer comme par exemple la possibilité de simuler la cinématique de l'épaule prothésée suivant le positionnement des coupes et des implants. Nous proposons à la fin de ce chapitre une démarche permettant de répondre à ce cahier des charges. La méthode proposée peut être décomposée en trois étapes successives : collecte des différentes données médicales du patient, chirurgie préopératoire virtuelle et enfin virtualité augmentée (ajout d'informations virtuelles sur des scènes réelles) pour travail per-opératoire. Dans le chapitre 2, nous présentons une revue des dispositifs d'aide à la chirurgie. L'essence même de ces systèmes est d'aider le clinicien à réaliser une stratégie opératoire de sorte que la zone d'action soit la plus réduite possible afin de limiter les lésions causées au patient. Nous présentons des systèmes développés dans différentes spécialités médicochirurgicales. L'étude du cadre de classification de ces dispositifs révèle une approche centrée sur les technologies utilisées et leur niveau de participation dans la réalisation de la tâche. Le chapitre est clos par un état de l'art sur l'objet virtuel dans l'orthopédie, véritable clef de voûte de l'ensemble des dispositifs virtuels.

Nous consacrons le chapitre 3 à la modélisation numérique de l'épaule. Nous faisons un rappel complet sur l'anatomie de l'épaule. Cette articulation, qui se dis-

tingue par une grande mobilité, reste une articulation très fragile car contrairement aux autres articulations qui sont de type rotulien comme par exemple la hanche et le genou, l'épaule ne doit sa stabilité qu'aux tendons et muscles qui l'entourent. Nous passons en revue différentes techniques de reconstruction 3D à partir d'images médicales, ainsi que des techniques de modélisation de la partie osseuse de l'articulation ; le but recherché est d'avoir un modèle numérique de l'os adapté à la morphologie du patient.

Le chapitre 4 décrit la méthode originale de modélisation que nous proposons basée sur des formes simples, utilisée dans toute la suite du manuscrit. Cette approche présente de nombreux avantages, qui seront détaillés. Nous allons d'abord définir les paramètres du modèle, la façon de les extraire à partir d'images radiographies et de coupes scanners et nous présentons enfin une étude comparative du modèle ainsi défini avec un modèle 3D numérisé par triangulation laser. Ce chapitre décrit également la mise en place de la maquette virtuelle de l'épaule avec intégration des modèles CAO de la prothèse. La finalité de ce chapitre est de simuler les opérations de coupes et de perçage au niveau de l'épaule et plus généralement de reproduire virtuellement l'opération de placement de la prothèse. A partir de là, l'estimation des débattements de l'épaule selon les implants sélectionnés peut être envisagée. Un comparatif des différents scénarios de pose permet une optimisation des mouvements de l'articulation prothésée. Nous complétons ce chapitre par une étude préliminaire des différents composants matériels susceptibles d'être couplés avec l'application logicielle développée dans le présent manuscrit. En schématisant un peu, on peut dire que le chapitre 3 est consacré à l'expertise du problème et le chapitre 4 à l'implémentation de la solution que nous proposons.

Enfin, une conclusion et des perspectives termineront ce mémoire, en dressant un bilan des contributions, collaborations et des perspectives de travaux futurs.

1.3 Conception d'un Système d'Aide à la Chirurgie de l'Epaule

1.3.1 Introduction

Cette section a pour objectif de décrire le contexte dans lequel s'inscrivent les travaux présentés dans ce document, ainsi que les différentes techniques employées pour répondre au problème posé. La substitution des articulations du genou et de la hanche par des prothèses est une procédure qui réussit bien. En revanche, le cas de la prothèse d'épaule est beaucoup moins évident. Pour un suivi moyen sur 10 ans, environ 44% des radios effectuées révèlent un descellement de la prothèse [Cavaille 93]. L'amélioration désirée de la mobilité de l'épaule n'est pas souvent atteinte. L'articulation de l'épaule est plus complexe que celle de la hanche et du genou. En plus de ce facteur, la principale cause de l'échec du positionnement de la prothèse est

liée à l'anatomie de l'épaule. Le champ visuel du chirurgien est très limité pendant l'intervention car une petite incision est effectuée sur le patient pour limiter les dommages aux tissus environnants. En conséquence, seules la douille de l'omoplate et la tête humérale sont exposées. En outre, en raison de l'orientation du patient, l'omoplate glisse sous la peau. Avec le procédé actuel, il est impossible d'enregistrer ce mouvement. C'est pour cette raison que le placement de la prothèse sur la partie glénoïdale est susceptible d'être imprécis. Dans ce qui suit, nous détaillerons le cahier des charges imposé par la société SGM.

1.3.2 Cahier des Charges

Nous donnons ici quelques éléments du cahier des charges tel qu'il a été initialement défini, en concertation avec la société SGM et les chirurgiens. Il décrit les avantages et performances envisagés du dispositif, les caractéristiques techniques des implants et des ancillaires et l'ensemble du dispositif virtuel attendu. Nous verrons que ce dispositif dépasse largement le cadre de cette thèse. Nous indiquerons également les points de ce cahier des charges ayant évolué ou ayant été abandonné au cours de l'étude. La figure 1.1 propose un synoptique très général du dispositif.

Nous reprenons point par point les éléments du cahier des charges dans les sous-sections qui suivent.

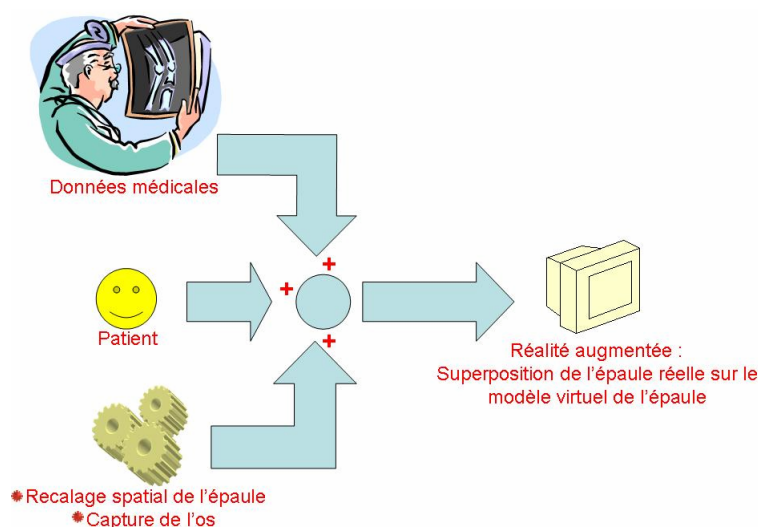


FIG. 1.1: Principe général de la thèse

1.3.2.1 Avantages et Performances Envisagés

Le dispositif virtuel demandé doit avoir le double rôle d'aide à la chirurgie de l'épaule (en ce sens que l'opération peut être "jouée" hors-ligne, sur une maquette

numérique représentant le patient) et de formation. L'élément crucial du dispositif est la possibilité de simuler l'opération et, mieux encore, la cinématique de l'épaule prothésée suivant le positionnement des coupes et des implants. Deux points, plus secondaires, ont été également relevés : (i) l'appréciation de la rétroversion de la glène et de l'humérus et (ii) l'appréciation de la longueur de l'humérus pour le cas de traumatologie (appréciation de la longueur de l'humérus ainsi que de la hauteur sous acromiale pour les cas de traumatologie). Ces points ont été totalement traités et constituent la partie essentielle de ce document.

1.3.2.2 Caractéristiques Techniques des Implants et des Ancillaires

Les implants à partir desquels le dispositif doit être conçu et prototypé sont les implants de la prothèse Duocentric, dans ses versions anatomique et inversée, disponibles chez SGM. Le développement des implants est à la charge de la société SGM ; dans le cadre de la thèse, il est demandé de concevoir un ancillaire* informatisé. Il est également envisageable d'utiliser le logiciel comme aide à la conception des implants : l'utilisation virtuelle de nouvelles prothèses (par l'intermédiaire de leur modèle CAO) et les performances mesurées par le logiciel doivent permettre un retour d'expérience avant conception du produit final et un affinage par allers-retours successifs.

1.3.2.3 Dispositif Virtuel

Le dispositif virtuel est constitué d'un dictionnaire de l'omoplate et de l'humérus, d'un simulateur de chirurgie et d'une interface homme-machine.

Le dictionnaire. La mise en place du dictionnaire devra suivre trois étapes : (i) l'extraction d'un modèle de référence à partir d'un modéleur et de plusieurs scanners de patients sains ; (ii) la simplification du maillage et l'étude géométrique de celui-ci ; (iii) la conception d'un modèle à base de formes géométriques.

Les deux premières étapes ont été réalisées et ont permis l'étude géométrique de l'épaule et la segmentation de celle-ci en primitives simples. Le modèle à base de formes simples qui en a découlé est décrit dans le chapitre 4. Le paramétrage du modèle a été validé par :

- des chirurgiens pour les critères d'anatomie saine ;
- des chirurgiens pour les critères d'anatomie pathologique ;
- l'industriel pour les critères de la prothèse.

Une étude de la reconstruction d'un modèle 3D adapté au patient par des techniques de *morphing* a également été demandée. Les contraintes médicales (exposition limitée de l'os lors de l'opération) et industrielles (possibilité de modéliser l'épaule du patient à partir de quelques radios seulement) ont rendu ces techniques difficilement applicables. Elles ont été abandonnées.

Initialement, la mise en place d'un dictionnaire des muscles et des ligaments avait été demandé. Un modèle de type ressort a été envisagé ($l = l_0 + k \cdot x$), appliqué sur deux ou trois points de contact, complété par un vecteur de force et un module d'élasticité pour les muscles ; un modèle de type ressort avec butée en fin de course pour les ligaments. Cette modélisation a été abandonnée, car considérée comme négligeable en première approximation, de plus, dans le cas étudié au cours de nos travaux (prothèse inversée), les ligaments et la plupart des muscles étaient sectionnés : un détecteur de collision os-os lui a été préféré.

Le simulateur. Ce simulateur devra être utilisé pour l'optimisation de la biomécanique de l'épaule. Le simulateur est envisagé pour une utilisation per-opératoire. Il devrait apporter une aide au chirurgien en fonction des critères de mobilité et de tension des ligaments et muscles.

L'Interface Homme-Machine. Une interface homme-machine pour l'aide à la navigation devra conclure le travail. Deux points peuvent être exploités :

- utilisation de la réalité augmentée pour la réalisation d'une interface ergonomique pour la visualisation. Un casque ou bien un vidéo-projecteur pourrait être utilisé comme interface de sortie ;
- conception d'une interface à commande vocale.

Le développement de l'interface et le déploiement du dispositif sur une plateforme matérielle que nous avons conçu a été confié à la société *Orthosoft*, en collaboration étroite avec l'Institut Image.

1.3.3 Méthode Proposée

Une étude en amont de l'opération permettrait au chirurgien de solutionner le problème de l'imprécision du placement des implants prothétiques et de programmer son intervention à partir des données préopératoires du patient. Notre but est d'avoir un modèle relativement fin de l'épaule du patient manipulable en préopératoire (chirurgie virtuelle) et per-opératoire (chirurgie assistée par ordinateur). Les données scanners n'étant pas toujours disponibles, la reconstruction d'un modèle adapté au patient n'est pas toujours possible par les méthodes habituelles (reconstruction par "empilement" des coupes scanners par exemple). Il est en outre très difficile d'extraire suffisamment de points de contrôle (en 3D) pour appliquer un algorithme de type *bone morphing* [Fleute 01] afin de déformer un modèle générique de l'épaule pour l'adapter à la morphométrie du patient. Nous nous sommes donc orientés vers un modèle à base de formes simples liés entre elles par un arbre CSG (*Constructive Solid Geometry*).

Ce modèle sera utilisé pour simuler la mécanique de l'épaule en préopératoire et per-opératoire en y introduisant le modèle CAO d'une prothèse. Il servira aussi pour simuler une opération de chirurgie virtuelle, mais également comme aide à

l'opération dans un dispositif de virtualité augmentée. Pour atteindre ce but, nous avons identifié les étapes suivantes :

- modélisation de la partie osseuse de l'articulation à partir des données médicales disponibles du patient radios et/ou scanners ;
- simulation de l'opération à partir de ce modèle (chirurgie préopératoire virtuelle) ;
- conception d'un système de virtualité augmentée temps réel pour le travail peropératoire.

La figure 1.2 décrit les étapes à suivre pour réaliser ce dispositif d'aide à la chirurgie de l'épaule.

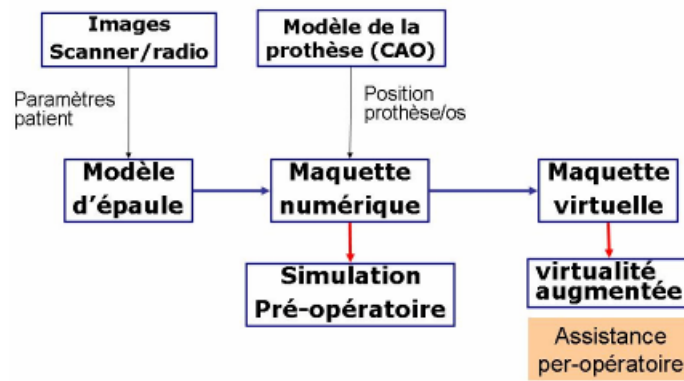


FIG. 1.2: Démarche suivie pour la réalisation du dispositif d'aide à la chirurgie

1.3.4 Conclusion

Le point saillant que nous pouvons relever à la lecture de ce cahier des charges, réside dans le fait que le dispositif désiré doit avoir comme noyau un modèle simplifié de l'articulation scapulo-humérale. C'est dans ce sens qu'en collaboration avec des chirurgiens orthopédistes, il a été décidé de concentrer la précision de modélisation sur les parties osseuses qui entrent en jeu dans la mobilité de l'articulation scapulo-humérale. Le système réalisé répond de façon globale au cahier des charges. Dans les présents travaux, nous avons réalisé le logiciel et l'interfaçage de la machine livrée par la société SGM. Pour passer de l'acquisition de données médicales à la réalisation effective de l'opération, il est nécessaire de mettre en place une passerelle permettant le passage de la collecte de données médicales vers la réalisation en temps réel du processus opératoire préalablement défini. Le chapitre suivant fait une large revue des dispositifs virtuels existant dans le domaine médicale.

Chapitre 2

Dispositifs d'Aide à la Chirurgie : Etat de l'Art

2.1 Introduction

Depuis une vingtaine d'années les dispositifs d'aide à la chirurgie (DAC) connaissent un véritable essor. Le principe consiste en la mise en oeuvre d'un système dont le noyau est un ordinateur pour accompagner le chirurgien dans la réalisation de son planning thérapeutique. Cet essor est intimement lié aux avancées et au perfectionnement des technologies. Aussi, l'intérêt que manifestent différents secteurs chirurgicaux (chirurgie cardiaque, orthopédie, maxillo-faciale, etc...) à l'égard de tels systèmes est croissant. Tout d'abord utilisés comme aide au diagnostic, la neurochirurgie est l'un des premiers domaines cliniques où ces systèmes ont été développés afin d'aider le chirurgien à intervenir. En effet, les zones à risques sont très nombreuses et les cibles très petites, l'ordinateur a alors un rôle à jouer dans le geste chirurgical dont la précision requise est extrêmement grande. Dans la section qui suit, nous allons définir l'objectif et le principe de fonctionnement des DAC. Ensuite, des systèmes développés pour les différentes spécialités seront présentés avec une classification selon le type de rendu et le type d'informations perçus par le praticien. Enfin, nous terminerons par un état de l'art sur la modélisation des os dans les DAC dédiés à l'orthopédie.

2.2 Objectif des DAC

Les dispositifs d'aide à la chirurgie servent à aider le chirurgien à définir et ensuite exécuter une stratégie chirurgicale optimale (figure 2.1). Le but de ces dispositifs est double : il s'agit tout d'abord d'accroître la précision du geste par l'apport de moyens supplémentaires à ceux dont dispose habituellement le chirurgien. Le second objectif des DAC est de minimiser les lésions causées aux patients en diminuant la région d'action chirurgicale à la zone la plus petite possible autour de

celle à opérer. En conséquence, on réduit les lésions causées aux patients, les traumatismes post-opératoires ainsi que les temps d'hospitalisation. Dans le cadre de gestes mini-invasifs*, la visibilité de la structure anatomique explorée est diminuée, obligeant le chirurgien à travailler avec une perception limitée des structures sur lesquelles il agit ou qu'il doit éviter. Cette perception peut être artificiellement améliorée par le biais de fibres optiques introduites dans le corps du patient ou grâce à des images médicales telles que des radios ou encore des scanners. De plus, le chirurgien est contraint de deviner le tissu qu'il est en train de traverser au lieu de le toucher directement [Cinquin 94]. L'utilisation d'images médicales multimodales et les connaissances anatomiques antérieures permettent de définir un planning opératoire. La fusion de ces données permet alors d'envisager la planification optimale par rapport à un critère donné comme la position d'une prothèse, mais aussi par rapport aux conséquences fonctionnelles et morphologiques.

Ces dispositifs apportent aux chirurgiens un outil pour le traitement des données médicales mais aussi le guident par le biais des dispositifs électro-mécaniques dans la reproduction des plannings pré-établis. La figure 2.1 illustre le principe général d'un dispositif d'aide à la chirurgie. Le principe général de ces DAC sera détaillé dans la partie suivante.

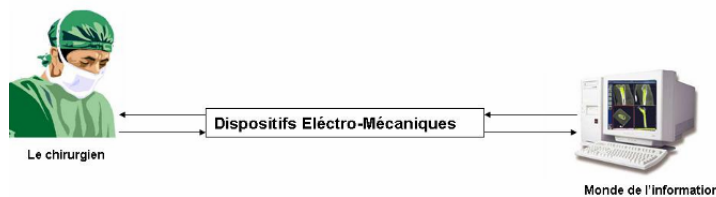


FIG. 2.1: Principe général d'un dispositif d'aide à la chirurgie

2.3 Principe de Fonctionnement des DAC

Les DAC fonctionnent suivant les trois principes qui ont été inventés en robotique : perception de l'information ; raisonnement ; puis action [Cinquin 94]. La figure 2.2 illustre le principe général de ces dispositifs.

2.3.1 Perception

Cette étape sert à construire le "patient virtuel" qui peut être adapté à tout moment, l'acquisition peut être réalisée en préopératoire, per-opératoire voire même en post-opératoire. Dans le cas préopératoire, cette étape peut être basée sur les moyens de perception classiques utilisés en médecine (scanner, Imagerie par Résonance Magnétique, radiographie, etc.) ou bien d'autres à base de signaux comme la pression

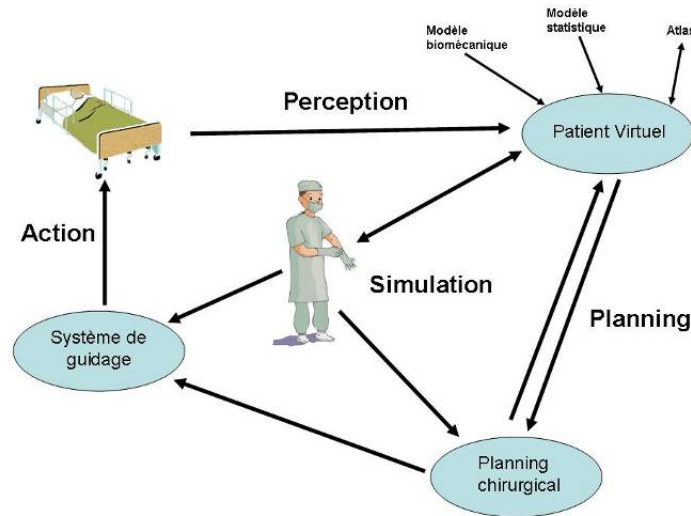


FIG. 2.2: Méthodologie générale d'un DAC

sanguine, électrocardiogramme, etc. Ces données peuvent être combinées avec des modèles statistiques ou bien des atlas anatomiques, ces derniers peuvent être enrichis avec ces données. La perception peut être aussi réalisée en per-opératoire avec des dispositifs ergonomiques adaptés aux salles d'opérations (scanner, radios). En post-opératoire, les données acquises peuvent servir à enrichir une base de données constituée de plannings chirurgicaux et les résultats post-opératoires correspondants à ces derniers. Le repérage tridimensionnel des organes et os avec les différents types de capteurs existant (bras articulés, capteurs par ultrasons, capteurs électromagnétiques, capteurs optiques infrarouge ou bien les dispositifs de numérisation de surface sans contact (télémètres ou *Range Finder*) permettra de localiser l'organe par rapport à un référentiel du monde réel (salle d'opération). Le calibrage de tous ces capteurs est primordial. Dans le tableau 2.1, nous citerons les avantages et inconvénients de ces capteurs dans la navigation.

2.3.2 Raisonnement

L'objectif est ici de définir la stratégie optimale à partir des informations acquises par les moyens de perception précédents. Pour cela, il faut tout d'abord construire un modèle unique du patient en fusionnant toutes les informations obtenues sur le patient, ce modèle servira de base à la planification de l'intervention, puis à sa simulation. La construction du modèle du patient nécessite la segmentation des images, avant de procéder à une fusion d'images multimodales dont le but est de mettre en correspondance plusieurs modalités d'imagerie permettant de visualiser les mêmes zones anatomiques ou fonctionnelles. Une fois le modèle construit, avec en général de puissants calculateurs, le spécialiste pourra commencer à planifier son intervention

<u>Systèmes de repérage</u>	<u>Avantages</u>	<u>Inconvénients</u>
Bras articulé [Ho95][Troccaz96]	Aucun risque d'occultation, grande précision, aucune perturbation de l'environnement par le système et aucune perturbation des mesures par l'environnement.	Encombrement élevé, faible aisance d'utilisation (calibration...)
Capteurs par ultrasons	Rapidité de changement d'instruments, encombrement réduit.	Possibles perturbations de l'environnement par le système, précision réduite, aisance d'utilisation réduite, risque d'occultation élevé, fortes perturbations des mesures par l'environnement.
Capteurs électromagnétiques [Peifer96]	Rapidité de changement d'instruments, encombrement réduit, risque d'occultation faible.	Possibles perturbations de l'environnement par le système, faible précision, aisance d'utilisation réduite, fortes perturbations des mesures par l'environnement.
Capteurs optiques infrarouge [Simon97]	Rapidité de changement d'instrument, encombrement réduit, grande précision, aucune perturbation de l'environnement par le système et des mesures par l'environnement.	Aisance d'utilisation réduite, risque d'occultation élevée.
Range Finder ou télémètre [Audette99]	Encombrement réduit, facile à manipuler.	Parties cachées (nécessité de faire plusieurs passages pour numériser l'objet)

TAB. 2.1: Avantages et inconvénients des systèmes de localisation tridimensionnelle

de manière à minimiser les traumatismes post-opératoires au patient. Pour terminer, une simulation de l'opération serait envisageable dans le cas d'interventions complexes.

2.3.3 Action

La mise en œuvre de la stratégie optimale définie au paragraphe précédent peut s'appuyer sur des moyens de guidage passifs, semi-actifs ou actifs.

2.3.3.1 Guidage Passif

Dans ce cas, l'opérateur est complètement libre de ses mouvements, mais ceux-ci sont suivis par un localisateur tridimensionnel, ce qui permet de comparer stratégie réelle et stratégie optimale préalablement définie ; le chirurgien restant totalement maître de l'exécution de son geste. Pour les DAC dédiés à l'orthopédie, on identifie trois types de systèmes passifs [Nodé-Langlois 03] :

- les systèmes basés sur les images multimodales préopératoires et sur la fusion de données (ou recalage) : ce sont les plus classiques. Grâce à un localisateur tridimensionnel et à la fusion (recalage osseux par exemple) entre l'information préopératoire et la connaissance a priori de la position du patient en bloc,

le chirurgien suit la direction de son outil de coupe selon les trois plans de l'espace ;

- les systèmes basés uniquement sur des images radiographiques per-opératoires (sans imagerie préopératoire ni fusion de données) : technologie plus récente qui fait intervenir directement les amplificateurs de brillance ou fluoroscope* ;
- les systèmes basés sur les données cinématiques ou des modèles statistiques tridimensionnels et sur la fusion de données : il existe actuellement deux types de systèmes.

Le premier type fait appel à la détermination de centres instantanés de rotation. Ces points sont enregistrés lors des tests de mobilité effectués par le chirurgien pendant l'intervention. Dans ce cas, il n'y a pas à proprement parler de recalage osseux.

Le second type de système fait lui aussi appel à des notions de cinématique mais introduit en plus des données morphométriques basées sur l'utilisation de modèles statistiques d'organes. La fusion (recalage osseux) est dans ce cas impérative, c'est un recalage élastique 3D virtuel/3D réel. La chirurgie prothétique du genou et les ostéotomies du membre inférieur sont les deux principales applications de cette technologie.

2.3.3.2 Guidage Semi-Actif

Ces systèmes font appel à un système qui va contraindre mécaniquement le geste du chirurgien, celui-ci restant maître de son exécution. Le système le plus simple est un bras robotisé se positionnant dans la position désirée, l'action du chirurgien se limitant à la rotation de l'aiguille et à son insertion à la profondeur souhaitée.

2.3.3.3 Guidage Actif

Ces systèmes effectuent un travail autonome (sans contrôle chirurgical direct) conformément à un planning établi en préopératoire. Il s'agit là de véritables robots chirurgicaux et l'on peut distinguer quatre types de systèmes robotisés : les assistants, les télémanipulateurs, les porte-instruments et les robots opérateurs.

2.4 Exemple de DAC

Comme nous venons de le voir, l'étape ultime de tout DAC est l'action. Cette dernière fait intervenir divers dispositifs pour rendre perceptible l'information préopératoire au cours de l'intervention. Le type d'information acquise par ces dispositifs varie d'un système à l'autre : il peut s'agir d'informations relatives à la stratégie opératoire définie, d'informations anatomiques ou encore fonctionnelles relatives à une zone proche de celle de l'intervention. Même si la plupart des systèmes utilisent la visualisation de l'information en per-opératoire, les systèmes sonores et à retour d'effort peuvent être aussi employés. Cela veut dire que certains systèmes

requièrent une participation de l'utilisateur, cette participation se manifeste sous la forme d'ordres donnés oralement par le clinicien ou par le biais de transmission de force du clinicien sur le système. De façon générale, il existe quatre types d'informations médicales fournies aux cliniciens. Tout d'abord, il est possible d'apporter des informations "prêtes à l'emploi" directement liées à la tâche de l'utilisateur : c'est le cas de l'affichage d'une stratégie à reproduire par exemple. Dans ce cas le clinicien perçoit l'état actuel de l'avancée de l'intervention, par exemple la position d'un outil chirurgical, ainsi que l'état dans lequel il devrait se trouver conformément à la stratégie définie préalablement. Ces informations sont donc des informations relatives à la stratégie à reproduire. Le système peut aussi être moins directif et fournir au chirurgien uniquement des informations qu'il ne peut percevoir directement dans le champ opératoire : dans ce cas, un modèle 3D d'une structure anatomique peut être fourni au chirurgien afin de l'aider à élaborer un modèle mental de la zone du patient à traiter. Il s'agit alors d'informations anatomiques. Le dernier type d'informations fournies se compose d'informations fonctionnelles relatives au comportement, le plus souvent dynamiques, de structures anatomiques proches ou dans la zone de traitement. Enfin, notons que les informations anatomiques et de stratégie peuvent naturellement être combinées. L'intérêt est de fournir la stratégie à suivre ainsi que des informations anatomiques permettant au clinicien d'estimer plus précisément les risques liés à une déviation éventuelle par rapport à la stratégie optimale. Dans la partie suivante, nous allons faire un état de l'art sur les différents systèmes suivant leurs formes de rendu qu'ils soient visuels, haptiques ou sonores.

2.4.1 Rendu Visuel

2.4.1.1 Des Informations de Stratégie

Un des premiers domaines chirurgicaux à avoir utilisé un ordinateur en salle d'opération est celui de la neurochirurgie. Devant intervenir dans des zones réduites, à visibilité faible, il est utile pour les neurochirurgiens de pouvoir connaître la position de leur instruments dans la masse cérébrale, par rapport à des structures cérébrales identifiés sur IRM par exemple, ou par rapport à une trajectoire à réaliser préalablement définie. Depuis, l'utilisation d'ordinateurs en bloc opératoire visant à présenter des informations de stratégie s'est largement étendue. Ces systèmes sont plus communément appelés systèmes de navigation : ils permettent à la fois d'avoir la position d'un outil chirurgical ou d'un implant chirurgical, ainsi que la trajectoire ou la position optimale, définie en préopératoire. Dans ce qui suit nous allons voir quelques exemples de ces systèmes utilisés en orthopédie.

HipNav [Simon 97] est un dispositif servant à aider le chirurgien à positionner idéalement le composant acétabulaire* dans le bassin lors d'une chirurgie de remplacement de la hanche. L'implant fémoral, seconde composante d'une hanche artificielle, est fixé dans le fémur et s'appuie sur l'implant acétabulaire comme représenté dans la figure 2.3. La position de cet implant conditionne la réussite du

remplacement de la hanche. Des images scanner du pelvis sont présentées au chirurgien qui peut définir manuellement la taille et la position idéale qu'il souhaite donner à l'implant acétabulaire. Lors du positionnement de l'implant sur le patient, un système de guidage est affiché sur un écran : il se compose de deux croix mobiles représentant chacune la position en temps réel d'une extrémité de l'implant, et d'une croix fixe représentant la position et l'orientation idéales préalablement définies par le chirurgien en préopératoire. Ce dispositif fonctionne avec un système de capteur à infrarouge. L'interface de guidage est représentée à la figure 2.3 (à droite).

Comme deuxième exemple de système affichant les informations de stratégie, on peut citer celui de [Peuchot 95]. Ce système, à la différence de *HipNav* qui affichait les informations sur écran, utilise un miroir semi transparent situé au dessus de la zone d'intervention du patient. Le clinicien voit donc la vertèbre réelle au travers du miroir semi transparent et le reflet de l'information du planning affichée sur un écran disposé au dessus du miroir. L'intérêt de cette solution est qu'elle évite au clinicien de devoir regarder alternativement le champ opératoire et l'écran affichant les informations : les deux informations sont superposées au niveau du champ opératoire. La figure 2.4 illustre le principe de fonctionnement de ce système.

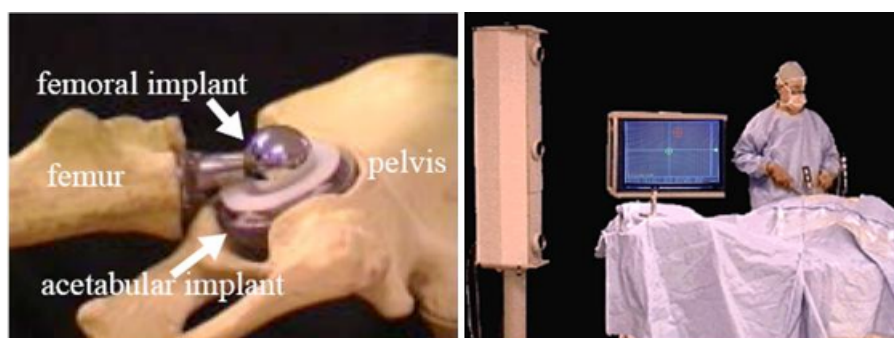


FIG. 2.3: Prothèse totale de la hanche (gauche) et interface visuelle de guidage de HipNav (droite)

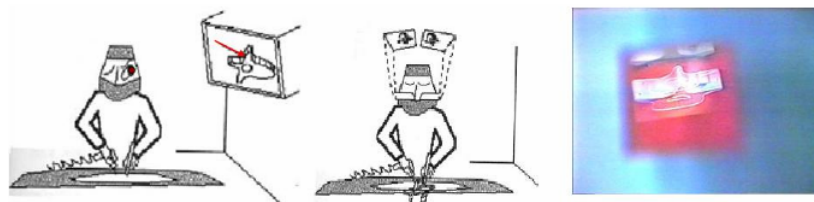


FIG. 2.4: Schématisation du fonctionnement du système de Peuchot (centre) par rapport à un DAC basée sur un écran (gauche), image perçue à travers le miroir semi-transparent (droite)

2.4.1.2 Des Informations Anatomiques

L'évolution des technologies a considérablement amélioré la vitesse de calcul et la qualité d'affichage. Grâce à ces évolutions, quelques DAC procurent au chirurgien directement un rendu volumique 3D des informations médicales acquises précédemment. Ce rendu volumique, représentant la structure anatomique à étudier ou des structures importantes pour le geste (structures à éviter par exemple), demande certes une charge de calcul importante, mais son utilisation procure au chirurgien une sorte de "vue aux rayons X". Il perçoit ainsi des structures anatomiques invisibles à l'œil nu. L'avantage est alors que la phase de planification peut être quelque peu modifiée par le clinicien pendant la réalisation de l'intervention, sans devoir revenir à l'étape explicite de planification (raisonnement) : en effet le système lui présente en temps réel toutes les informations nécessaires à la prise de décision relative à la stratégie opératoire à suivre. Un des systèmes du MIT [Grimson 96] permet d'optimiser la définition du contour d'une craniotomie. La craniotomie est une intervention neurochirurgicale consistant à pratiquer une incision dans le crâne afin d'explorer une partie du cerveau ; elle peut être pratiquée pour retirer une tumeur par exemple. L'objectif médical est de minimiser la surface de la craniotomie tout en permettant un accès suffisant à la tumeur à traiter. Dans le système de [Grimson 96], l'acquisition d'images IRM permet de reconstruire un modèle 3D de la tumeur. Au cours de l'intervention, une caméra est orientée sur le patient. Superposé au flux vidéo ainsi obtenu, le modèle 3D de la tumeur est affiché. L'alignement de l'image vidéo avec le modèle 3D de la tumeur est assuré par l'utilisation d'un capteur de surface permettant l'acquisition du crâne du patient sur lequel repose la mise en correspondance. La figure 2.5 montre la tumeur superposée au flux vidéo du patient. Le chirurgien peut alors marquer sur le crâne du patient le contour suffisant pour accéder à la totalité de la tumeur : il déplace son crayon dans le champ opératoire réel et observe sur un écran de visualisation, la position de son crayon et de la tumeur, ainsi que les parties du contour déjà définies.

Les informations fournies sont donc des modèles 3D de tumeurs et de zones du cerveau particulièrement sensibles. Appelée aussi vidéo augmentée, cette forme de visualisation permet au chirurgien de voir au même endroit son outil (le crayon), le patient et des informations permettant de prendre une décision. La grande différence entre le principe de fonctionnement de ce système et celui de [Peuchot 95] est qu'avec le système de [Grimson 96] il n'est plus nécessaire pour le clinicien de regarder le patient directement. En effet tout se passe par l'intermédiaire de l'écran. Un autre exemple illustrant la visualisation d'informations anatomiques a pour cadre une chirurgie laparoscopique. Classiquement, un trocart* est introduit dans le patient, puis une caméra et les outils chirurgicaux sont glissés dans le trocart jusqu'à la zone cible. Le chirurgien manipule alors ces outils en observant sur un écran, l'image que lui envoie la caméra du laparoscope. La solution mise en œuvre par [Fuchs 98], consiste à faire porter au chirurgien un casque opaque. Un modèle anatomique 3D des zones d'intérêt situées à l'intérieur du patient est affiché dans le casque. Pour

compléter le modèle 3D, le flux vidéo de la caméra laparoscopique est texturé sur ce modèle 3D. Enfin, l'ensemble est aligné et fusionné avec le champ opératoire complet (patient, outils, assistants, etc.) capturé par une seconde caméra. Il s'agit donc d'une visualisation virtuelle. Le chirurgien perçoit donc toutes les informations au même endroit et n'est pas contraint de détourner son regard de son principal centre d'intérêt : le champ opératoire. La figure 2.6 illustre le résultat obtenu et perceptible à l'intérieur du casque. L'avantage de l'illustration d'un casque opaque est qu'il permet de voir le monde réel sauf aux endroits où les informations virtuelles sont plus importantes. L'usage d'un casque semi-transparent ou d'un dispositif similaire à celui de [Peuchot 95] par exemple, ne permettrait pas d'assurer l'occultation du monde réel aux endroits où le chirurgien doit percevoir les informations "virtuelles" représentant l'intérieur du patient. Le chirurgien verrait donc une combinaison de l'extérieur du patient qui ne l'aiderait pas aussi efficacement que la solution de [Fuchs 98].

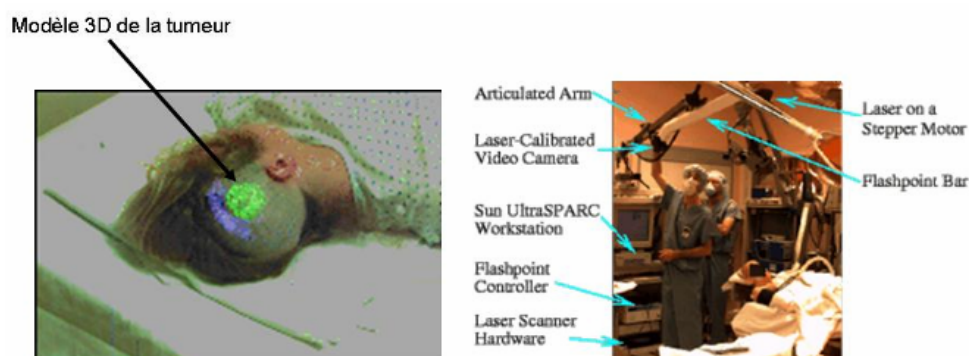


FIG. 2.5: Informations affichées sur l'écran du système du MIT, optimisant la réalisation d'une craniotomie (à gauche) le dispositif utilisé (à droite)



FIG. 2.6: Vue dans le casque utilisé pour la laparoscopie (à gauche) le dispositif en phase de test (à droite)

Cependant, la résolution visuelle du champ opératoire est réduite à celle offerte par le casque ou la camera alors que dans les précédents systèmes évoqués, le chirurgien pouvait percevoir directement le monde réel. De plus l'utilisation d'une caméra introduit nécessairement un phénomène de distorsion de l'image qu'il n'est pas toujours aisé de corriger. Enfin, tout utilisateur à tendance à croire ce qu'il voit, d'autant plus facilement que cela lui semble réaliste. Aussi, laisser le chirurgien travailler seulement sur une image ou un modèle de son patient peut être discutable du point de vue de la sécurité de fonctionnement. D'autres systèmes constituent une version adaptée du dispositif utilisé dans une chirurgie traditionnelle pour ajouter des informations relatives à l'anatomie du patient. C'est notamment le cas en endoscopie et laparoscopie*. Par exemple dans [Scholz 98], un système permet de rajouter une vue arrière à un endoscope et l'affiche sur le même écran que la vue endoscopique normale. Ainsi lors du retrait de l'endoscope, le chirurgien peut visualiser les structures anatomiques qu'il va rencontrer sans adapter en conséquence son axe de retrait ou la force avec laquelle il retire le laparoscope. Dans le domaine de la laparoscopie, [Shahidi 98] présente un laparoscope muni d'une vision stéréoscopique. Ordinairement la vue d'une exploration laparoscopique est monoculaire, mais l'utilisation d'un système informatique enrichit cette vue par la capacité de perception de la profondeur. Enfin, [Frankenthaler 98], [Jolesz 97] et [Mori 95] présentent des systèmes d'endoscopie virtuelle, dont l'image est présentée sur un écran. Au lieu d'introduire un endoscope classique, un modèle anatomique 3D du patient est reconstruit à partir d'images médicales, puis la navigation s'effectue à l'intérieur de ce modèle. Proche de systèmes de simulation, ces trois systèmes permettent néanmoins une exploration dont le but est le diagnostic. L'avantage certain est qu'il permet une plus grande liberté d'examen puisque "l'endoscope virtuel" peut aussi bien explorer l'intérieur que l'extérieur d'une structure anatomique, dans la mesure où celle-ci a été correctement et suffisamment segmentée. De plus, cela évite au patient une anesthésie générale et permet au chirurgien d'examiner le patient sous différents angles, sans risque de lésion d'un organe et dans des zones que l'endoscope traditionnel n'aurait pu atteindre par manque d'espace. Adapter le dispositif traditionnellement utilisé est aussi la méthode suivie par [Edwards 95]. Le système de neurochirurgie utilise un microscope, comme souvent en neurochirurgie. Aussi pour ajouter des informations anatomiques à celles perçues dans le champ opératoire au travers du microscope, il a ajouté des écrans LCD semi-transparents au niveau des optiques du microscope. Les informations anatomiques sont alors affichées sur ces LCD et mises en correspondance, c'est-à-dire alignées, avec la vue réelle que le clinicien a au travers du microscope. Comme par défaut le chirurgien regarde au travers du microscope, il perçoit simultanément les informations affichées sur les écrans LCD et le champ opératoire, sans avoir changé son mode opératoire. Le dernier exemple que nous présentons illustre une forme plus originale d'information anatomique. Destiné à être utilisé par un clinicien en phase d'apprentissage, ce système, appelé *Echosim* [Berlage 96], facilite la compréhension et l'interprétation d'une image anatomique

2D : une échographie du cœur. Si le principe de ce procédé d'imagerie est relativement simple, l'utilisation des images résultantes l'est beaucoup moins. En effet la bonne compréhension de l'image requiert une certaine habitude, ainsi que la connaissance de paramètres extérieurs : position de la sonde échographique par rapport au patient, connaissance de l'anatomie du cœur, etc. comme le montre la figure 2.7.

Echosim ajoute donc une forme particulière de données anatomiques 3D, qui représentent :

- la position de la sonde échographique et son orientation ;
- un modèle du cœur et de structures anatomiques voisines comme les côtes par exemple ;
- le plan contenant l'image échographique affichée.

L'image échographique seule étant par nature très parcellaire, sa fusion avec d'autres informations anatomiques procure une information anatomique beaucoup plus complète. La fusion de différentes formes anatomiques constitue l'originalité de ce système par rapport aux autres systèmes présentés dans ce même chapitre.

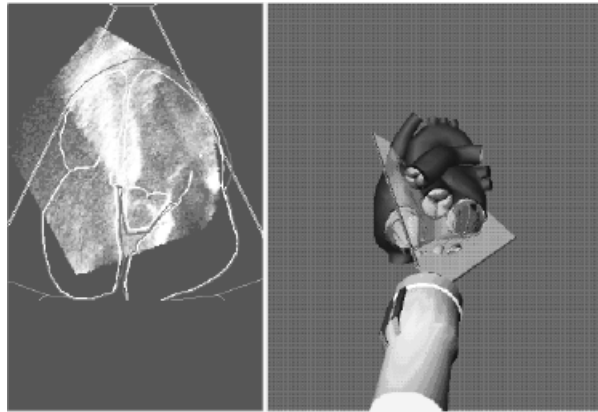


FIG. 2.7: Données affichées par le système EchoSim

2.4.1.3 Combinaison d'Informations Anatomiques et Stratégiques

Le système de visée pédiculaire, très similaire dans le principe d'utilisation au système *HipNav* présenté précédemment, aide le chirurgien à insérer une vis dans le pédicule d'une vertèbre. Une légère déviation de la vis par rapport à une position idéale entraîne le risque de fracture du pédicule, ou plus gravement le risque d'endommager la moelle épinière de la colonne vertébrale. Le guidage fourni permet d'aligner correctement le foret de la perceuse avec la trajectoire planifiée de la vis. Dans une première version [Merloz 97], le guidage reposait également sur un système de viseur tel que celui de *HipNav*. Néanmoins ce guidage ne permettait pas d'évaluer complètement les risques d'une déviation. Aussi, une seconde version du système [Merloz 05] présente sur un écran, la position de l'outil chirurgical par

rapport à des données scanner de la vertèbre dans trois coupes différentes (frontale, sagittale et axiale, section 3.2.3.1). Sur chacune de ces coupes, la position idéale de l'outil est également affichée. La figure 2.8 montre cette interface de guidage qui permet de voir en temps réel la position de l'outil par rapport à la trajectoire planifiée mais aussi par rapport à la structure visée.

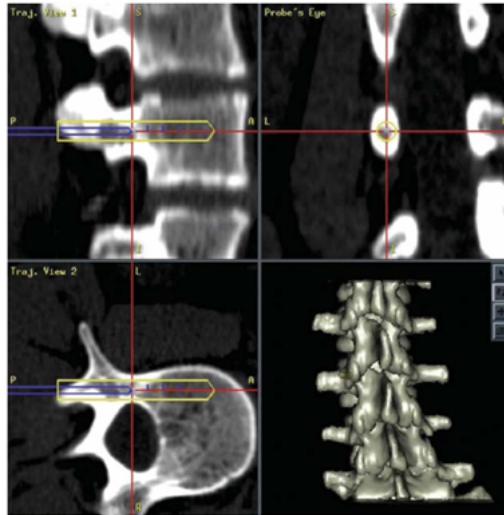


FIG. 2.8: Image de navigation sur une vertèbre lombaire

Le système de visée pédiculaire - qui comme beaucoup - recourt à l'écran, implique donc que le chirurgien regarde alternativement l'écran et le champ opératoire afin de percevoir les informations de guidage d'une part et d'observer les structures anatomiques et son outil d'autre part. Pour pallier cette dissémination des informations, des solutions ont été mises en œuvre pour permettre de superposer les informations virtuelles au champ opératoire. C'est par exemple le cas du système de [Blackwell 98]. Ce système est utilisé pour positionner correctement les composants acétabulaire et fémoral d'une prothèse de hanche. Au cours de cette intervention, aucun microscope ou dispositif comparable au cas précédent n'est utilisé traditionnellement. Amener des informations anatomiques complémentaires au niveau du champ opératoire nécessite donc l'ajout d'un dispositif aussi transparent que possible pour le chirurgien. Le principe de fonctionnement de ce système est très similaire au système de [Peuchot 95] schématisé à la figure 2.4. Baptisé "*Image Overlay*" par [Blackwell 98], ce principe se base ici sur la mise en œuvre d'un miroir semi-transparent au travers duquel le chirurgien perçoit son patient. L'image affichée sur un écran disposé au-dessus du miroir se reflète sur ce même miroir. Cette image est composée d'une représentation de l'information de guidage et de la position idéale des implants qui permet au clinicien équipé de lunettes polarisées d'avoir une vue 3D stéréoscopique, c'est-à-dire avec perception de la profondeur, des informations. En plus des informations fournies par la première version du système

HipNav présenté dans la section 2.4.1.1, le système indique ici les corrections à apporter à la position des implants en utilisant des flèches en 3D. De plus, la position idéale de l'implant est représentée graphiquement en 3D. La figure 2.9 représente une vue schématique du dispositif utilisé.



FIG. 2.9: Schéma de principe du dispositif utilisé pour l' "Image Overlay" de Blackwell

Enfin, un système est en cours de conception chez Orthosoft concernant l'aide à la chirurgie de l'épaule. Son principe consiste à ce que le chirurgien acquière en per-opératoire des points lui permettant d'avoir des données anatomiques sur patient comme par exemple l'angle de rétroversion, axe de l'épicondyle, etc. Suite à cela un modèle à base de morphing est utilisé. Nous allons décrire quelques étapes du travail per-opératoire effectuées avec ce dispositif. La figure 2.10 (à gauche), représente le travail huméral, il est composé de trois opérations successives. La première opération consiste à introduire l'outil qui définit l'axe de placement de la prothèse. Dans la seconde opération, on définit la position de cet outil par rapport à un capteur situé sur l'omoplate. Lors de la troisième opération, on enregistre l'axe huméral désiré en appuyant sur la pédale droite du système. Pour le travail scapulaire figure 2.10 (à droite), la ligne continue noire, définit l'axe de fraisage de l'outil entre les mains du chirurgien, la ligne en pointillés représente l'axe perpendiculaire au plan de la glène préalablement défini avec le dispositif. L'erreur entre ces deux axes est quantifiée par les Δ Version et Δ Inclination.

2.4.2 Rendu Haptique

Le rendu haptique repose en général sur l'utilisation de bras robotisés à retour d'effort. Par exemple, le clinicien agit sur un outil, qui est fixé sur un bras robotisé piloté par un ordinateur. Lorsque le déplacement proposé au clinicien dépasse une certaine limite, l'ordinateur agit sur le bras de sorte qu'il empêche physiquement le clinicien de se déplacer dans cette direction. Ce retour d'effort constitue l'information rendue par l'ordinateur au clinicien. Nous avons choisi ici d'illustrer l'usage du canal

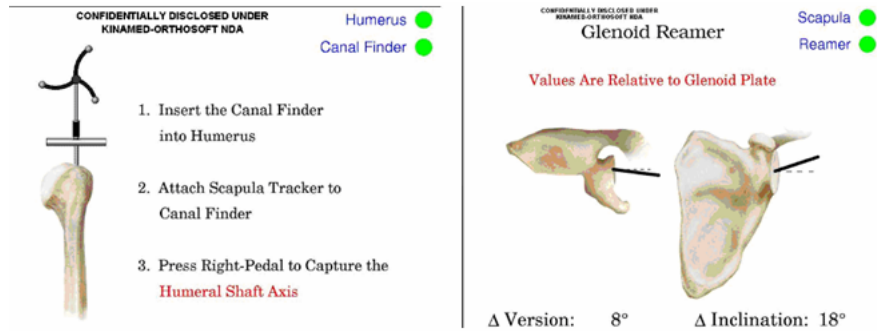


FIG. 2.10: Captures d'écrans du dispositif d'aide à chirurgie de l'épaule en cours de développement chez Orthosoft

haptique de manière plus large, c'est-à-dire non limité à l'usage de bras robotisés. Nous présentons donc ci-après plusieurs systèmes proposant un retour d'information visuelle complété par des contraintes physiques imposées au clinicien. Nous nous appuyons donc tout comme précédemment sur la nature des informations fournies par le biais du dispositif haptique et nous mettrons également l'accent sur le niveau de participation du système dans la réalisation de l'intervention.

2.4.2.1 Des Informations sur la Stratégie

Rendre une stratégie en exploitant le canal haptique humain consiste à matérialiser physiquement la stratégie à réaliser. Une première solution consiste à coupler un guide rigide à un robot qui, piloté par un ordinateur, positionnera automatiquement le guide, appelé canule, selon la trajectoire planifiée par le chirurgien. Par exemple, dans le cas d'une fracture du fémur, le chirurgien doit réduire la fracture manuellement puis positionner une vis pour maintenir le fémur dans la position obtenue après réduction de la fracture. La vis doit être positionnée de manière précise, puisque le volume d'os susceptible de la recevoir est très limité. Traditionnellement fait sur la base d'images médicales, le perçage de l'os en vue du vissage doit parfois être répété pour parvenir à une position plus adéquate. Il en résulte plusieurs trous dans l'os donc une fragilité de l'os accrue. Le système Orthosista [Finlay 95] matérialise dans le champ opératoire la trajectoire optimale. Sur la base d'une trajectoire définie par le chirurgien sur les images médicales, le robot positionne automatiquement un guide dans lequel sera glissé le foret de la perceuse réalisant ainsi le perçage optimal. Le déplacement de l'outil n'est donc que contraint par le dispositif physique ; et l'initiative des déplacements incombe au clinicien. Le système permet au chirurgien de n'avoir à déplacer son outil que dans une direction, les autres étant contraintes par le guide.

Une autre catégorie de systèmes fait un usage différent des systèmes mécaniques pour matérialiser une stratégie. [Ham 98] rappelle que plusieurs solutions ont été

envisagées. Il ajoute également que l'utilisation de robots matérialise plus concrètement les contraintes et les stratégies planifiées, ce qui motive le développement d'autres systèmes de guidage exploitant un retour haptique. Toutefois, [Ham 98] précise que l'usage de guides portés par un robot, comme Orthosista, pallient un certain nombre de problèmes liés à une intervention classique, mais manquent encore de précision. Aussi, des solutions robotisées fonctionnant de manière autonome ont été développées. Dans [Ham 98], un robot permet d'assister le chirurgien pour couper l'os du tibia lors de la pose d'une prothèse de genou. Le chirurgien reste maître des déplacements de l'outil, mais le robot garantit que le plan de coupe obtenu est parfaitement plan. Une des perspectives à ce système permet d'envisager la découpe du tibia selon une forme géométrique plus complexe pour une meilleure adaptation d'une prothèse de genou par exemple. Etant donné que les contraintes géométriques sont exprimées numériquement, le robot peut facilement les mettre en œuvre. L'activité chirurgicale est donc dynamiquement contrainte par le système en fonction d'une stratégie définie préalablement par le clinicien. Il est important de noter que le système n'est pas à l'origine des déplacements de l'outil. Outre les guides mécaniques portés et positionnés par des robots, une autre méthode permettant de matérialiser physiquement une trajectoire consiste à utiliser un gabarit. Par exemple les *templates* de [Radermacher 97] ou encore le système présenté dans [Fortin 95] reposent tous deux sur l'utilisation d'un gabarit représentant la trajectoire que l'outil doit suivre. Le gabarit a deux fonctions simultanées : il fait la mise en correspondance parce qu'il est le négatif de la structure sur laquelle le clinicien doit intervenir, et il contient la stratégie. Cette stratégie est en fait un trou ou un plan de coupe aménagé dans le gabarit et correspondant à la planification établie. Dans les systèmes du paragraphe précédent, la mise en correspondance est faite par les images et le robot matérialise la stratégie. Ici, le gabarit fait les deux simultanément. Dans le cas de [Fortin 95], il s'agit de la trajectoire d'un foret devant réaliser un trou pour fixer un implant dentaire dans la mâchoire d'un patient. Le moulage dentaire s'adapte à la bouche du patient conformément aux planifications préopératoires. Dans ce gabarit, un trou a été préalablement préparé et correspond à la trajectoire que le foret doit suivre pour visser idéalement l'implant dentaire. [Radermacher 97] applique ce principe de guidage pour la visée pédiculaire. Il propose de réaliser un guide individuel, c'est-à-dire propre au patient à opérer, qui s'adapte à la vertèbre à opérer. Le gabarit de [Radermacher 97] est réalisé à partir des données scanner. Dans ce guide, un trou a été réalisé suivant les indications données par le chirurgien lors de la phase de raisonnement. Au moment de l'intervention, le *template* est positionné sur la vertèbre dénudée du patient. Le foret puis la vis sont ensuite introduits dans le trou réalisé à l'intérieur du *template*. La figure 2.11 illustre le principe de fonctionnement des Templates.

Dans ces deux cas, le gabarit agit comme dans Orthosista : il contraint statiquement le déplacement de l'outil mais le système n'entraîne aucun déplacement de l'outil.

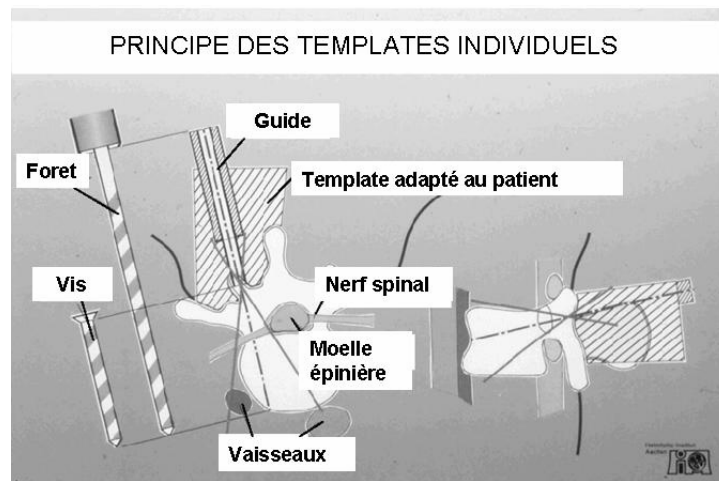


FIG. 2.11: Schéma du principe de fonctionnement des templates.

2.4.2.2 Des Informations Anatomiques

Fournir une information anatomique au clinicien par le biais d'un retour haptique consiste à lui faire ressentir la présence d'une structure anatomique à proximité de l'outil que le chirurgien manipule. Illustrons ce principe par un système utilisé en endoscopie. Une endoscopie consiste à réaliser une exploration d'un organe interne au moyen d'une caméra montée sur un endoscope. Cet endoscope est souple ou rigide et est introduit dans le corps du patient pour mieux percevoir telle ou telle partie d'une structure anatomique afin de la décaler légèrement. De même lors du retrait de l'endoscope, le chirurgien peut exercer une pression sur une structure anatomique sans s'en rendre compte puisque la caméra ne filme que ce qui se trouve devant la tête de l'endoscope. Non seulement, il ne voit pas la structure sur laquelle il est en train d'appuyer, mais en plus il lui est très difficile de percevoir l'intensité de la force exercée. Aussi, le *Force Sensing Retractor* [Poulose 98] pallie ce manque de capacité de perception du chirurgien et l'aide à extraire l'endoscope. Le principe repose sur un calcul par le robot des forces appliquées à différents niveaux de l'endoscope. Le résultat est éventuellement d'empêcher un mouvement de retrait si une des forces appliquées est supérieure au seuil toléré par le système, en débrayant l'endoscope de la poignée que le clinicien manipule par exemple. Dans le cas où le système serait amené à débrayer l'endoscope de la poignée, il agirait de manière complémentaire au clinicien. Dans les autres cas, ce système ne fait que compléter les capacités de perception du clinicien. Le retour de force pour rendre des informations anatomiques est aussi utilisé dans les systèmes destinés à simuler des interventions chirurgicales afin que la situation soit plus réaliste. Les conditions d'apprentissage étant proches des conditions réelles, le temps d'apprentissage sur patient réel et les risques liés à un manque d'expertise sont réduits. Ainsi [Ikuta 98] présente un endoscope virtuel avec retour d'effort. Les chirurgiens peuvent s'entraîner à pratiquer une endoscopie

en percevant les contraintes haptiques telles qu'ils les auraient perçues sur un patient réel. Cet entraînement a pour but de les amener à réduire petit à petit les forces qu'ils appliquent lors de la manipulation de l'endoscope, réduisant du coup les douleurs causées au patient lors d'une intervention réelle. Ce système vise donc à apprendre le geste au chirurgien en situation virtuelle.

2.4.2.3 Combinaison d'Informations Anatomiques et Stratégiques

Pour le retour haptique, il est aussi envisageable de combiner des informations de stratégie et anatomiques. Le dispositif joue alors deux rôles : aider le clinicien à conduire l'outil selon la stratégie prédéfinie et tenir compte de données anatomiques pour éviter des déplacements dangereux. Un exemple est le système PADyC - "*Passive Arm with Dynamic Constraints*", développé par le TIMC à Grenoble et présenté dans [Troccaz 96]. Ce système se compose d'un bras articulé dont la vitesse angulaire de chaque raccord est contrôlée par un ordinateur. L'outil chirurgical manipulé pour l'intervention est rigidement fixé à l'extrémité du bras articulé de PADyC. Les contraintes appliquées par le robot sont programmables. Il propose quatre modes d'expression des contraintes :

- Libre : aucune contrainte n'est exprimée.
- Position : les contraintes exprimées aident le chirurgien à atteindre une cible.
- Trajectoire : les contraintes évitent au chirurgien de quitter une trajectoire prédéfinie, permettant ainsi au chirurgien de reproduire exactement une trajectoire prédéfinie.
- Région : dans ce cas, le chirurgien peut librement déplacer l'outil, par l'intermédiaire du robot PADyC, sans toutefois pouvoir sortir d'une région prédéfinie. Il peut déplacer l'outil en toute liberté en respectant toutefois la présence de zones à risque dont l'accès est interdit.

ACRobot [Ho 95] - "*Active Constraint Robot*"- représenté sur la figure 2.12, est un système similaire utilisant d'autres solutions techniques. La réaction du robot dépend de la position de l'outil, de la direction du mouvement et des contraintes définies au préalable. Par conséquent, loin des zones à risques, le clinicien a le contrôle intégral du bras robotique et donc de son outil. Par contre à proximité des zones à risques, le robot intervient en imprimant les contraintes physiques nécessaires pour éviter que le chirurgien ne sorte de la zone sûre et peut également dévier le mouvement proposé par le chirurgien afin de produire un mouvement autorisé par les contraintes exprimées précédemment. Ce fonctionnement est donc proche du mode région présenté pour PADyC ci-dessus.

2.4.3 Rendu Sonore

Un dernier type de rendu utilisé par les DAC consiste à utiliser le son pour guider le clinicien. Le système de [Wegner 97] met en œuvre cette forme originale de rendu de l'information. Une déviation de l'outil par rapport à sa trajectoire provoque



FIG. 2.12: Le système ACRobot

l'émission de sons dont les caractéristiques telles que la fréquence, le volume et la spatialisation varient. Cette solution permet au clinicien de ne jamais perdre des yeux le champ opératoire. Restant concentré sur son patient, il perçoit en plus les informations relatives à la navigation. De plus, les auteurs soulignent le fait qu'il est plus facile pour le chirurgien de capter des informations sonores en parallèle d'une action qui requiert le sens visuel, que de devoir capter des informations visuelles à deux endroits différents. Néanmoins l'usage du son reste très envahissant pour l'entourage du clinicien et l'interprétation de l'information n'est pas forcément très aisée et nécessite un temps d'apprentissage et de familiarisation non négligeable.

2.5 Objet Virtuel dans les DAC Orthopédiques

Comme nous venons de le voir, les DAC sont largement présents dans tous les domaines des sciences médicales comme la neurochirurgie, la chirurgie orthopédique, etc. Le but de l'objet virtuel dans chaque DAC est de fournir une représentation réaliste des structures osseuses ou des organes impliqués dans l'intervention chirurgicale. L'acquisition des objets virtuels (VO) peut se réaliser soit en préopératoire ou en per-opératoire. Les premiers DAC dédiés à la chirurgie orthopédique (DACO) étaient basés sur une acquisition préopératoire d'images scanners (CT). Un des avantages de ce système est qu'il offre un excellent contraste os-tissus. De plus, les images acquises ne subissent pas de déformation géométrique, ainsi aucune calibration n'est nécessaire. Ces avantages font que les coupes scanners sont mieux indiquées pour la construction des VO bien que les images à résonance magnétique (IRM) par exemple permettent une radiation moindre du patient. Des efforts ont été faits pour que les IRM soient utilisés dans des DACO [Martel 98] [Suhm 03], mais aujourd'hui l'acquisition préopératoire de CT demeure la méthode la plus répandue dans les DACO. De nouvelles modalités d'imageries ont été introduites en per-opératoire pour essayer de remédier aux problèmes rencontrés en préopératoires dans la construction des

VOs. La morphologie de l'os peut changer dans le laps de temps séparant l'acquisition des images et le processus per-opératoire. En conséquence, le VO peut ne pas correspondre à l'objet thérapeutique, ce qui mènerait le système à des inexactitudes imprévisibles durant la navigation ou la procédure robotisée. Cet effet défavorable peut être particulièrement ressenti pour la traumatologie en présence de fractures instables. Pour surmonter ce problème de la navigation dans le domaine chirurgical, il a été proposé l'utilisation en per-opératoire de dispositifs scanners [Jacob 00]. Cependant, cette solution nécessite une étude complète sur l'emplacement et la présence des équipements de la salle opératoire [Messmer 01]. Comme alternative à l'usage de l'imagerie médicale en per-opératoire, des chercheurs ont développés des systèmes de navigation basés sur les images radioscopiques [Hofstetter 97][Joskowicz 98]. Les appareils de radioscopie sont des dispositifs efficaces en orthopédie ainsi qu'en traumatologie et pourraient donc être intégrés en per-opératoire dans des DACO plus facilement qu'un scanner. Néanmoins, les images radioscopiques subissent des distorsions dues à un certain nombre de facteurs. Pour leur utilisation dans la construction de VOs, le calibrage de l'appareil reste primordial, d'où la nécessité de relier le réseau de capteurs au système d'acquisition qu'est l'appareil de radioscopie ainsi que l'acquisition de la position et l'orientation des capteurs par rapport au système de navigation durant l'acquisition de l'image [Hofstetter 97][Joskowicz 98]. Les effets visuels perçus en temps réel sont semblables à ceux ressentis lors d'une utilisation temps réel de l'appareil de radioscopie. Cette technique est aussi appelée "radioscopie virtuelle" [Foley 01]. Bien qu'on dispose seulement d'une projection à deux dimensions et que les images issues de ces appareils soient moins contrastées comparées aux images issues d'une acquisition scannée préopératoire, les avantages de la navigation basée sur l'imagerie radioscopique sont prépondérants pour un certain nombre d'applications cliniques. Un nouveau dispositif d'imagerie a été développé dans [Heiland 03], ce dernier est capable de générer des images radioscopiques tridimensionnelles. Le principe de fonctionnement de cet appareil consiste en l'utilisation d'un bras en C isocentrique motorisé pour l'acquisition de séries de 50 à 100 projections bidimensionnelles de la partie traitée. Par la suite, on reconstruit cette zone sur un volume de 13x13x13 cm³. Cette façon de procéder fournit un résultat semblable à une acquisition scanner. Cette "radio-scanno" technique a été adoptée pour son utilisation dans la navigation chirurgicale et est actuellement utilisée dans différentes régions anatomiques du corps. L'un des avantages de cette technique est de combiner la disponibilité d'images tridimensionnelles avec l'acquisition per-opératoire de données. Une autre catégorie de systèmes de navigation fonctionnent sans aucune image radiologique des VOs. En per-opératoire, les capteurs servent de système de numérisation pour la construction de l'anatomie du patient. L'utilisation de n'importe quel localisateur permet d'enregistrer la localisation de points de repère anatomiques en reliant par des lignes les points obtenus. Des surfaces sont générées, ce qui à terme débouche sur un modèle géométrique abstrait. Une fois cette procédure achevée on dit que le "Chirurgien a Défini l'Anatomie"

(CDA). Cette technique est particulièrement utile lorsqu'on a à faire à des tissus mous comme dans les applications de délimitation des frontières des ligaments ou des cartilages sachant qu'ils sont difficiles à identifier sur des coupes scanner et les radioscopies. De plus, certains points de repères peuvent être déterminés sans l'utilisation d'instruments de numérisation. Par exemple, le centre de la tête fémorale, qui est un point de repère important pendant la substitution totale du genou, peut être reconstruit à partir de la rotation passive du pied autour de l'acetabulum*. Cependant, les images produites sont plutôt abstraites et difficiles à interpréter. [Sati 02] propose la superposition d'images radios préopératoires pour faciliter l'orientation. Mais cela n'a pas donné le résultat escompté car la mise en correspondance des images s'est avérée difficile. Une autre alternative appelée *bone morphing* a été proposée [Fleute 01] [Stindel 02]. Le principe de cette méthode consiste à utiliser un modèle générique tridimensionnel du fémur issu d'études statistiques avec un ensemble de points récupérés avec la technique CDA. Une analyse des données enregistrées permet au système de choisir un modèle de fémur, le mieux adapté à la morphologie du patient. Un algorithme de morphing spécial déformerait alors le modèle 3D du fémur jusqu'à ce qu'il s'adapte parfaitement avec les points acquis avec palpation ainsi qu'avec des images radiographiques sur les trois plans de l'espace, on effectue ainsi un recalage dit non rigide (ou déformable) du modèle. Ainsi, sans acquisition d'images scanners nous obtenons un VO de la partie anatomique souhaitée.

2.6 Conclusion

Dans ce chapitre, après une brève description du principe de fonctionnement des DAC, nous avons présenté un état de l'art des différents systèmes d'aide à la chirurgie à travers l'évolution de la réalité virtuelle. Notre classification ne prend pas en compte d'autres systèmes comme ceux utilisés pour les opérations à distance ou bien les simulateurs chirurgicaux. Nous nous sommes aussi intéressés à l'objet virtuel qui constitue le noyau de tout DAC. Comme le thème de cette thèse est l'orthopédie, nous avons fait un état de l'art sur l'objet virtuel en orthopédie ou nous avons détaillé l'évolution des VO à travers différentes techniques de reconstruction 3D. Dans le chapitre suivant, nous détaillerons la partie anatomique de l'épaule, nous allons nous intéresser aussi à la complexité de son fonctionnement. Des techniques de modélisation 3D à partir de nuages de points non-organisés sont détaillées ainsi que notre contribution qui est une technique de modélisation à base de formes géométriques simples.

Chapitre 3

De l'Épaule au Modèle

3.1 Introduction

Nous avons évoqué le concept d'objet virtuel à la fin du chapitre précédent. Dans le cas particulier qui nous intéresse ici, l'objet virtuel est une représentation numérique de l'épaule du patient. Nous commencerons ce chapitre avec une étude anatomique sur la partie de l'épaule qui est confrontée à l'usure et autres pathologies, à savoir l'articulation scapulo-humérale. Par la suite, les composants de la prothèse DUOCENTRIC, produit destiné à la chirurgie de l'épaule de la société SGM, sont détaillés, ainsi que le descriptif de la technique chirurgicale de pose de la prothèse DUOCENTRIC[®] inversée. Dans la deuxième partie du chapitre, un état de l'art sur les techniques de reconstruction à partir d'images médicales et de modélisation 3D est proposé - agrémenté de résultats expérimentaux de modélisation d'une maquette en résine d'un humérus humain. Nous tentons d'évaluer les limites de chacune des méthodes et leur adaptabilité au problème posé. Nous avons volontairement distingué les techniques de reconstruction effectives, de type triangulation, des techniques de modélisation d'une épaule numérique de référence dont les mesures sont à adapter à la morphologie du patient.

3.2 Anatomie de l'Épaule

L'épaule est un ensemble d'articulations qui permet à la main de s'orienter dans un grand volume d'espace, volume supérieur à une demi-sphère. Il s'agit de l'articulation la plus mobile de l'organisme mais cette grande mobilité a pour corollaire une grande instabilité pourvoyeuse de la plupart des pathologies mécaniques.

3.2.1 Partie Osseuse de l'Épaule

La partie osseuse de l'épaule est constituée de la tête de l'humérus et de la cavité articulaire de l'omoplate ou glène, recouvertes de cartilage articulaire. L'omoplate

s'étend pour former des excroissances osseuses : l'acromion entoure l'épaule d'arrière en avant pour former son toit, et la coracoïde en avant (voir la figure 3.1, gauche).

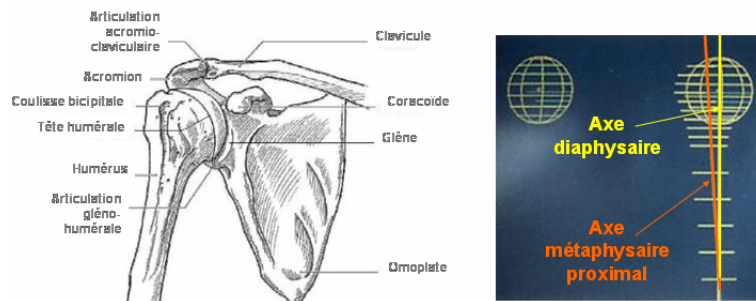


FIG. 3.1: Partie osseuse de l'épaule (à gauche) et les deux axes principaux de l'humérus (à droite).

L'extrémité supérieure de l'humérus peut-être modélisée par une sphère épiphysaire et un cylindre métaphysaire [Roberts 91]. Sur la figure 3.1 (à droite), nous définissons les deux axes de l'humérus :

- l'axe diaphysaire (en jaune), axe de rotation de l'humérus ;
- l'axe métaphysaire proximal (en orange), selon lequel peut être descendue une tige prothétique.

3.2.2 Articulation de l'Épaule

L'articulation de l'épaule est formée d'un ensemble d'articulations dépendantes les unes des autres avec un élément osseux important, la clavicule. Elle sert de liaison entre le thorax et le membre supérieur. Cette interdépendance entre les différentes articulations va se traduire par la mise en jeu systématique de toutes ces articulations qui vont donc travailler en synergie lors de chaque mobilisation du bras. A chaque mouvement du bras, ces articulations vont agir. Chaque mouvement du bras va entraîner une mise en route simultanée et progressive de toutes les articulations de la ceinture scapulaire. Au niveau de l'épaule, on a cinq articulations qui doivent à la fois répondre à un besoin fort de mobilité mais aussi à un besoin important de stabilité.

Les cinq articulations de l'épaule sont :

- le scapulo-huméral ou omo-huméral (omoplate-humérus) ;
- l'acromio claviculaire,
- le sterno-claviculaire ;
- l'omo-thoracique ;
- le sous-acromial.

Les trois premières sont de vraies articulations car elles participent de façon directe aux débattements de l'épaule, les deux dernières sont des articulations annexes car

elles sont en périphérie de l'épaule et elles participent de façon indirecte à ses débâtements. L'ensemble de ces cinq articulations compose la ceinture scapulaire. La clavicule représente le seul élément rigide de la ceinture scapulaire qui va permettre de maintenir constant l'écart entre le thorax et le bras. L'omoplate représente un élément instable du complexe de l'épaule et on peut dire que l'humérus est rattaché à un os instable puisque cet os n'est pas rattaché directement au reste du squelette. Ces muscles qui s'insèrent sur l'omoplate vont donc agir soit comme fixateur de l'omoplate (ex : le trapèze) soit comme rotateur de l'omoplate [Couteau 01]. Dans le cas de la mise en place d'une prothèse d'épaule, seule l'articulation scapulo-humérale est concernée.

3.2.2.1 Articulation Scapulo-Humérale

La surface de la tête humérale est nettement plus importante que la surface de la cavité glénoïde ce qui permet une grande mobilité mais très peu de stabilité. Le système ligamentaire passif renforce la stabilité. C'est une énarthrose* qui va unir la tête humérale à la cavité glénoïde de l'omoplate avec une disproportion importante entre la tête humérale et la cavité qui est plus petite d'où une instabilité [O'Driscoll 99].

Les surfaces articulaires. La cavité glénoïde qui est concave regarde en bas, en avant et en dehors. Cela explique la fréquence des luxations. Il y a deux tubérosités sur cette surface avec insertion du long biceps au dessus et du long triceps en dessous. La tête humérale qui est sphérique regarde en haut, en arrière et en dedans [Sperling 99]. Le bourrelet glénoïdien augmente la profondeur et la largeur de la cavité. Il s'insère sur toute la périphérie de la cavité. Il possède trois faces : une périphérique sur laquelle s'insère la capsule, une articulaire qui est recouverte de cartilage (elle est articulaire avec la tête humérale), une qui adhère au pourtour de la cavité.

Les moyens d'union. On distingue, dans l'articulation de l'épaule, quatre moyens d'union : la capsule, les ligaments passifs, actifs et la synoviale.

La capsule. La capsule est très lâche et très souple. Elle a pour objectif d'augmenter l'amplitude demandée. Elle s'insère sur l'omoplate autour du bourrelet et sur l'humérus sur le col anatomique. Elle présente des replis à sa partie basse (freins capsulaires). Ces freins capsulaires sont destinés à faciliter l'abduction du bras. Cette capsule est renforcée par des ligaments [Vlasek 99].

Les ligaments passifs. Ils sont au nombre de quatre : le ligament gléno huméral supérieur qui est tendu de la tête de l'humérus au bourrelet glénoïdien, le ligament gléno huméral moyen qui est tendu du trochin (petite tubérosité) au bourrelet, le ligament gléno huméral inférieur qui est tendu du bourrelet au col de

l'humérus et le ligament coraco huméral va de l'apophyse coracoïde jusqu'à l'humérus en deux faisceaux avec l'un qui se termine sur le trochiter et l'autre sur le trochin. Ce ligament recouvre la partie supérieure de la coulisse bicipitale pour la transformer en canal. Ce ligament sera détendu en rotation interne et tendu en rotation externe. Ainsi, il constitue un moyen puissant de stabilisation de cette articulation.

Les ligaments actifs. Les ligaments actifs comprennent des tendons musculaires avec insertion indirecte et des fibres musculaires avec insertion directe. Le tendon du sous scapulaire est en avant, le sus épineux en haut, derrière le sous épineux et le petit rond. Ces quatre muscles sont très imbriqués les uns dans les autres et forment la coiffe des rotateurs. Cette coiffe, lorsqu'elle est associée aux ligaments passifs et aux tendons du long biceps, crée un verrou de stabilisation antérieur et supérieur de l'articulation scapulo-humérale.

La synoviale. La synoviale recouvre la face profonde de la capsule. Elle aide à la formation des freins capsulaires et sécrète la synovie.

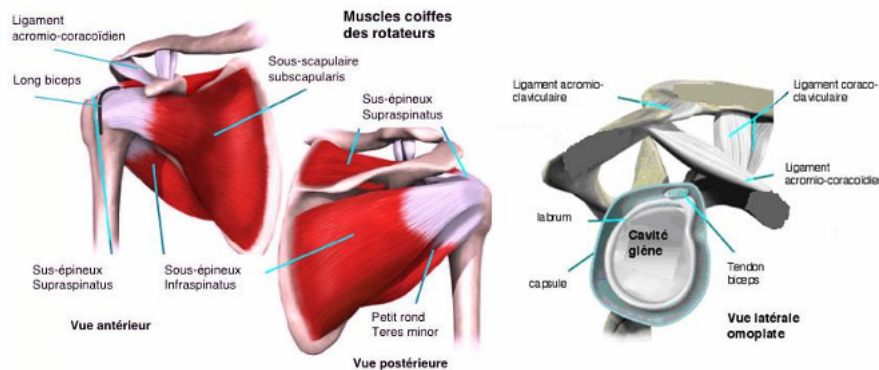


FIG. 3.2: Vue des muscles et ligaments de l'articulation scapulo-humérale (à gauche) vue latérale de l'omoplate (à droite).

3.2.2.2 Articulation Acromio-Claviculaire

Elle va unir l'extrémité externe de la clavicule à l'acromion. Elle est classée dans les arthrodies. Les surfaces articulaires sont quasiment planes, la clavicule ne faisant que s'appuyer sur l'acromion ; ce qui veut dire qu'il s'agit d'une articulation particulièrement instable (luxation). Cette articulation possède une synoviale avec parfois un ménisque. Son rôle est de transmettre les contraintes, les mouvements de l'articulation sterno-claviculaire à l'articulation scapulo-humérale. Elle amortit le choc, son fonctionnement entraîne des mouvements d'ouverture et de fermeture de l'angle

entre l'omoplate et la clavicule. Cette articulation a également des mouvements de rotation par rapport aux grands axes de la clavicule (longitudinale).

3.2.2.3 Articulation Sterno-Claviculaire

C'est une articulation à emboîtement réciproque classée dans les diarthroses et qui unit l'extrémité interne de la clavicule au manubrium sternal et à la première côte. Cette articulation est très instable à cause de la différence entre les surfaces articulaires (importante surface articulaire claviculaire et petite surface articulaire sternal). Un ménisque rétablit un peu cette instabilité. On notera la présence des ligaments sterno claviculaire antérieur et postérieur, des ligaments inter-claviculaires qui vont d'une clavicule à l'autre, des ligaments costo-claviculaires qui vont relier la première côte à la clavicule. Cette articulation possède une capsule et une synoviale.

3.2.2.4 Articulations Annexes

L'articulation omo-thoracique. Cette articulation n'est qu'un plan de glissement entre la face antérieure de l'omoplate et la paroi postérieure du thorax. Il existe deux plans de glissements entre le grand dorsal et la partie thoracique. Ces deux plans de glissement vont permettre des mouvements de bascule de l'omoplate, ces mouvements étant indispensables pour atteindre une abduction complète [Couteau 01].

L'articulation sous-acromiale. Il n'y a pas de cartilage articulaire. Il y a un jeu de glissement limité en haut par l'acromion et le deltoïde, en bas par le trochiter sur lequel va venir glisser le tendon du sus épineux. Le glissement est favorisé par la présence de la bourse séreuse.

3.2.3 Biomécanique de l'Épaule

L'épaule est l'articulation d'orientation du membre supérieur. Elle possède une mobilité importante au détriment de la stabilité. La mobilité est obtenue grâce à un ensemble d'éléments articulés entre eux et avec le tronc, elle est le résultat de plusieurs éléments comme la disproportion des surfaces articulaires, la présence de freins capsulaires, la présence de ménisques et la grande laxité de la capsule dans cette articulation. La participation de chacun des éléments (son degré d'intervention) va varier d'un individu à l'autre en fonction de la morphologie et de l'activité professionnelle. Cette interdépendance entre tous les éléments se traduit par la mise en action simultanée de toutes les articulations. L'épaule est sollicitée en traction (inversement au membre inférieur qui est sollicité en compression). Au stade primaire de l'évolution, l'omoplate était reliée au tronc par des barres osseuses rigides et on avait exactement la même morphologie entre les articulations des membres inférieurs et supérieurs. La position de référence est celle dans laquelle les surfaces

articulaires sont les plus larges possibles. Les muscles et les tendons sont alors en équilibre. C'est également celle à partir de laquelle les mouvements ont le plus d'amplitude dans toutes les directions. C'est également la position de relaxation.

3.2.3.1 Définition des Mouvements de l'Épaule

A partir de la position référentielle (le petit doigt sur le pantalon), on va pouvoir définir des mouvements par rapport au plan de référence du tronc ou par rapport à l'axe des bras.

Plan. En anatomie, le plan est défini comme une surface imaginaire divisant le corps humain en deux parties. Un mouvement fondamental s'effectue toujours dans un plan donné. Il existe trois plans de référence perpendiculaires les uns aux autres, correspondant aux trois dimensions de l'espace. L'intersection de deux de ces plans forme une ligne imaginaire appelée *axe* (l'intersection des plans sagittal et transversal donne l'axe sagittal ou antéro-postérieur ; l'intersection des plans frontal et transversal donne l'axe frontal ou bilatéral ; enfin, l'intersection des plans sagittal et frontal donne l'axe longitudinal ou bi-polaire).

Transversal ou horizontal. Le plan transversal est le plan perpendiculaire à l'axe vertical du corps ou de ses membres voir figure 3.3 (à gauche).

Frontal. C'est le plan vertical transversal coupant le corps humain parallèlement au plan du front et le divisant en une partie antérieure et une partie postérieure. On peut porter le bras en dehors, abduction jusqu'à l'horizontale (ensuite le bras se rapproche de l'axe du corps). On peut porter le bras en dedans, adduction (ce mouvement est impossible puisque le coude rencontre le tronc, il doit donc être combiné soit à une antépulsion soit à une rétropulsion). Suivant l'axe du bras, on peut faire tourner le bras dedans (rotation interne) ou en dehors (rotation externe) voir figure 3.3 (au centre).

Sagittal. C'est le plan vertical parallèle à un axe antéro-postérieur de la tête et passant par un point situé à mi-distance entre les deux yeux. On peut porter le bras en avant, antéposition (ou antéduction ou antépulsion ou flexion). On peut porter le bras en arrière, rétropulsion (ou extension) voir figure 3.3 (à droite).

Amplitude. L'amplitude des mouvements est variable en fonction de la corpulence de la personne, de son origine géographique, de l'âge, de l'activité professionnelle et de son sexe. Le tableau 3.1 donne les valeurs moyennes admises.

Tous ces mouvements combinés donnent la circonduction et ces mouvements moulinets représentent la somme de tous les mouvements vus dans le complexe de l'épaule. On distingue deux unités : scapulo-humérale et scapulo-thoracique. Les

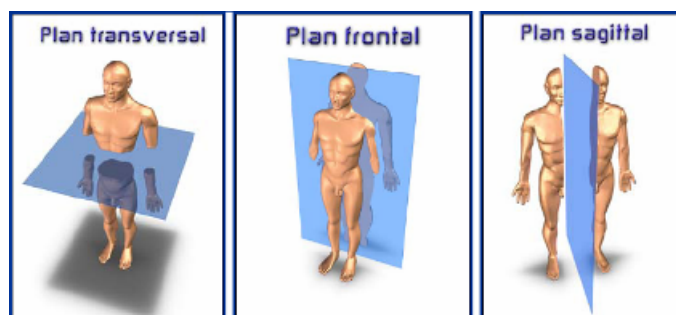


FIG. 3.3: Plans anatomiques de référence

Intitulé du mouvement	Amplitude maximale du mouvement
Antépulsion	160° (on peut aller jusqu'à 180° grâce au complément du rachis)
Rétropulsion	50°
Abduction	180°
Adduction	30°
Rotation interne	95°
Rotation externe	80°

TAB. 3.1: Les amplitudes moyennes admises pour les mouvements de l'épaule.

mouvements de l'épaule sont répertoriés en plusieurs classes selon les plans sagittal et frontal. Les caractéristiques de ces différents mouvements dans le cas de l'unité scapulo-humérale sont les suivantes (voir figure 3.5) :

L'abduction. Elle nécessite une synergie totale des deux muscles qui sont le sus-épineux et le deltoïde (synergie : le résultat des actions simultanées de plusieurs organes). Le sus-épineux va maintenir la tête humérale dans la glène. Sa fonction d'abduction est faible. A partir de ce maintien de la tête humérale dans la glène va s'exercer l'action puissante d'abduction du deltoïde. Cette action est renforcée par le tendon du long biceps qui s'applique sur la tête humérale. Le tendon glisse dans la coulisse bicipitale. Cette action d'abduction va aussi mettre en action une deuxième articulation constituée de la bourse séreuse qui est propre au deltoïde et qui permet son glissement pendant la contraction. L'abduction a une amplitude d'environ 110°. Le faisceau acromial participe de 0 à 45°, les trois faisceaux à partir de 45°, les deux faisceaux (claviculaire et spinal) de 80 à 110°. Accessoirement, l'abduction est renforcée par l'action du sous-scapulaire et du sous-épineux. Dans le cadre de

l'articulation gléno-humérale, l'abduction se fait successivement autour de 2 zones appelées centres instantanés de rotation (CRI). La première zone, appelée C1, est tangente au prolongement de l'axe longitudinal de la diaphyse. Elle est matérialisée par un CRI de 0° à 50° . La deuxième zone, C2, matérialisant les CRI de 50° à 90° , est située plus en haut et plus en dedans du col anatomique. Il existe donc une zone de discontinuité autour de 50° - 60° d'abduction. Elle est interprétée par un phénomène de glissement (translation) de la tête par rapport à la glène lors du passage de cette zone voir figure 3.4.

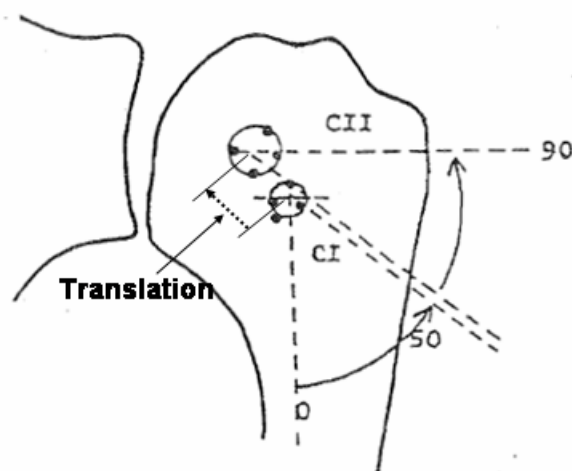


FIG. 3.4: Cinématique de l'articulation humérale

L'adduction. Il atteint une amplitude de 10° avec deux muscles principaux que sont le grand dorsal et le grand pectoral. Accessoirement le grand rond, le petit rond, le biceps brachial, le coraco brachial et le triceps brachial interviennent dans ce mouvement. Tous ces muscles sont rotateurs internes, ce mouvement étant associé de manière spontanée à l'adduction.

L'antépulsion. L'antépulsion a comme amplitude 80° et comme muscles principaux le deltoïde (par le faisceau claviculaire) et le grand pectoral. Il fait intervenir accessoirement des muscles comme le coraco brachial, le biceps et le sous scapulaire. Tous ces muscles sont rotateurs internes puisque de manière spontanée l'adduction est associée à l'antépulsion et à la rotation interne de telle manière à avoir un mouvement de prise.

La rétropulsion. Avec les trois muscles, le deltoïde par son faisceau spinal, le grand dorsal et le grand rond, le mouvement de rétropulsion a une amplitude

de 25°. Tous ces muscles sont aussi adducteurs et la plupart rotateur interne. La combinaison de ces trois mouvements va donner le geste qui consiste à poser la main entre les deux omoplates.

La rotation externe. Dans ce mouvement une amplitude de 35° est obtenue avec trois muscles principaux que sont le sous épineux, le petit rond et le deltoïde par le faisceau spinal. Accessoirement, ce geste fait intervenir le sus épineux, le triceps. Tous ces muscles sont rétropulseurs.

La rotation interne. La rotation interne possède une amplitude de 100° avec cinq muscles principaux que sont le sous scapulaire, le grand rond, le deltoïde par le faisceau spinal, le grand dorsal et le grand pectoral. Ce mouvement fait intervenir accessoirement le sus épineux, le coraco brachial et le biceps brachial. Ces muscles associent souvent un mouvement d'abduction et de rotation interne et pour la plupart ils sont antépulseurs.

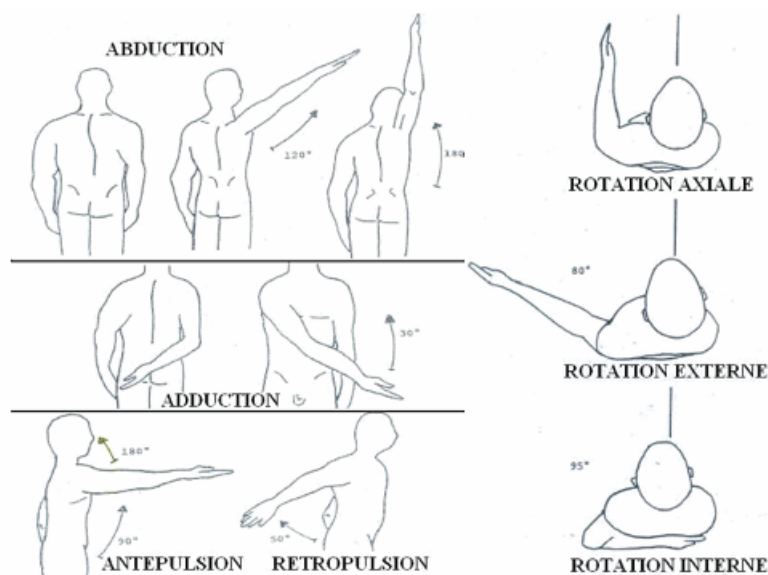


FIG. 3.5: Différents mouvements de l'épaule

3.2.4 La Prothèse DUOCENTRIC

3.2.4.1 Composition de la Prothèse

La prothèse d'épaule Duocentric permet de répondre aux besoins des patients souffrant d'une arthrose, c'est-à-dire d'une usure du cartilage articulaire de l'épaule. Elle se décline en deux versions : la prothèse anatomique (figure 3.6) et la prothèse inversée (figure 3.7). Chaque pièce existe suivant différentes tailles pour s'adapter

au mieux au patient. La première est composée d'une tige humérale anatomique, d'une calotte humérale et d'un support glène en acier inox ainsi que d'une glène anatomique en polyéthylène. Les vis à os spongieux sont en titane. Cette prothèse permet de respecter l'architecture biomécanique du patient grâce à l'intégration des paramètres de positionnement de la tête humérale et du col de glène et ce afin d'éviter les luxations et les usures précoces de la glène en polyéthylène. La tige humérale anatomique est conçue pour une coupe humérale à 140° .

La prothèse inversée est composée d'une tige humérale inversée, d'une platine humérale, d'une duogène et d'un support glène en acier inox ainsi que d'un insert huméral en polyéthylène. Elle a pour principe une inversion des géométries des surfaces articulaires en plaçant la partie concave du côté huméral et la partie convexe du côté glénoïdien. L'humérus est abaissé et le bras de levier du deltoïde est donc augmenté. On obtient ainsi une plus grande amplitude et une meilleure motricité du membre supérieur. La tige humérale inversée est conçue pour une coupe humérale à 125° .



FIG. 3.6: Prothèse DUOCENTRIC anatomique

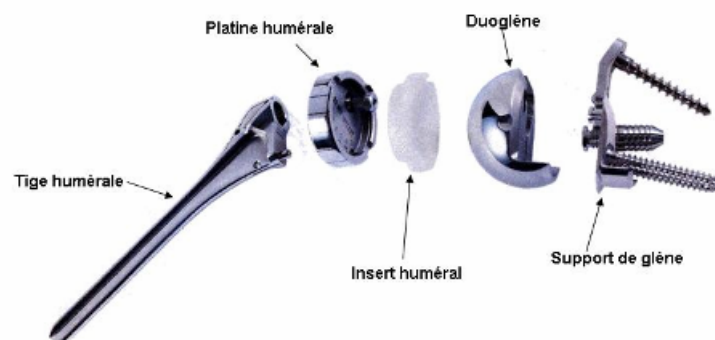


FIG. 3.7: Prothèse DUOCENTRIC inversée

3.2.4.2 Technique Opératoire d'une Prothèse Inversée

Préparation de l'opération. Afin de préparer l'intervention, des radiographies du patient sont réalisées selon différentes incidences (figure 3.8). A l'aide d'un jeu de calques mis à disposition, le chirurgien peut alors planifier les tailles des différents implants. Lors de l'opération, le patient est installé en position semi-assise, le bras complètement libre reposant sur un appui le long du corps, la tête étant très bien maintenue. La voie d'abord est choisie à l'appréciation du chirurgien, la plus utilisée étant la voie supéro-externe ou antéro-supérieure. L'incision est de 8 à 10 cm, verticale, partant de l'articulation acromio-claviculaire et suivant le bord antérieur de l'acromion dans l'axe du deltoïde. Cette voie permet d'avoir une excellente exposition glénoïdienne telle que le travail se fasse perpendiculairement à la glène.



FIG. 3.8: Position du patient pendant l'intervention (à gauche) emplacement en bleu de l'incision (à droite).

Première étape : préparation de l'humérus. La tête humérale est percée suivant l'axe centro-médullaire à l'aide d'un foret de diamètre 8mm. Le chirurgien monte ensuite le guide de coupe et son support sur la tige centro-médullaire avant d'installer cette tige dans l'humérus (figure 3.9). A l'aide d'une broche lisse, on simule l'angle de rétroversion par rapport à l'axe de l'avant-bras et avec la jauge de simulation, on visualise la future coupe. Une fois le guide de coupe positionné, il est fixé à l'humérus. On peut alors retirer le support du guide et la tige centro-médullaire puis couper la tête humérale. Le plan de coupe doit être minutieusement choisi car la mobilité de l'épaule prothésée en dépend grandement.

On monte ensuite la première râpe sur l'embout porte râpe correspondant à la version de l'implant et on insère la broche lisse pour régler l'angle de rétroversion (figure 3.10). On impacte le tout dans l'humérus et on réitère jusqu'à ce que la taille de tige adaptée soit atteinte.

Deuxième étape : travail de la glène. Un écarteur spécial dégage la glène (figure 3.11). Le pourtour de la glène est alors nettoyé afin d'assurer un bon contact osseux avec le support de glène.

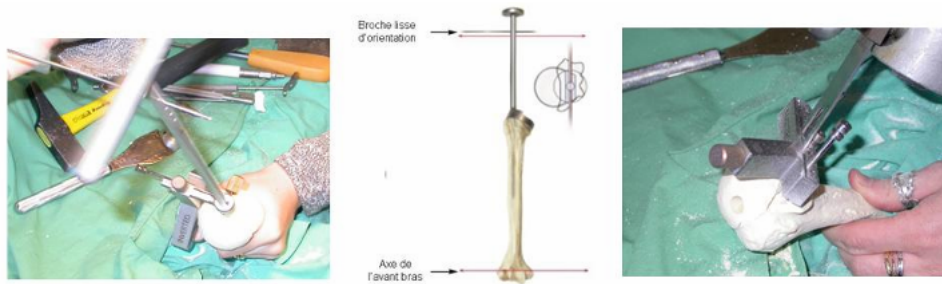


FIG. 3.9: Préparation de l'humérus (gauche) tige centro-médullaire, guide de coupe et broche lisse de la duocentric (centre) coupe de la tête humérale (à droite).

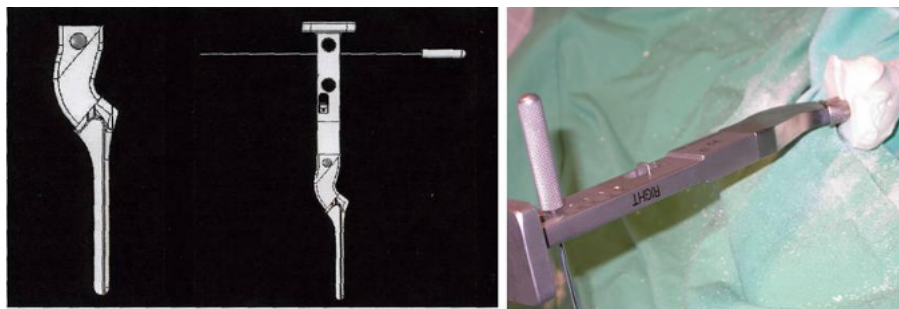


FIG. 3.10: Râpe, embout porte râpe et broche lisse.



FIG. 3.11: Ecarteur de glène.

On utilise ensuite un fantôme* qui déterminera le centre de fonctionnement de la sphère glénoïdienne (figure 3.12). Le fantôme est positionné de manière à obtenir la meilleure couverture latérale et à avoir la patte supérieure en direction du pied de la coracoïde. Il matérialise ainsi le bord inférieur de la glène que l'on va découper. Le choix du centre de fonctionnement de la sphère glénoïdienne reste un paramètre essentiel pour optimiser la mobilité de l'épaule prothésée.

On perce, à l'aide d'un foret de diamètre 3.5mm, les deux trous à travers le

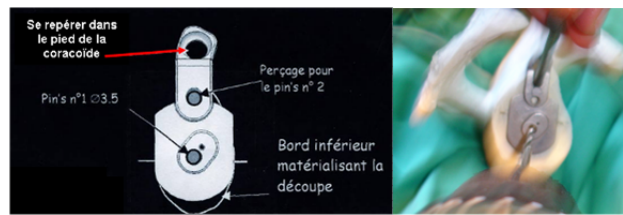


FIG. 3.12: Fantôme 1.

fantôme et on place le *pin's* n°1 dans le trou inférieur avant d'enlever le fantôme. Le *pin's* n°1 servant de guidage, on peut alors surfacier la glène à l'aide d'une fraise puis retirer le *pin's* et mettre en place le *pin's* n°2 dans le deuxième trou percé avec le fantôme (figure 3.13).



FIG. 3.13: Fraisage

On installe ensuite un deuxième fantôme sur ce *pin's* et on perce le trou diamètre 7.5mm du plot d'expansion ainsi qu'une série de trous diamètre 3.5mm sur la partie inférieure de la glène (figure 3.14). Le fantôme et le *pin's* sont alors retirés afin de terminer la découpe de la glène suivant le bord supérieur des trous diamètre 3.5mm.

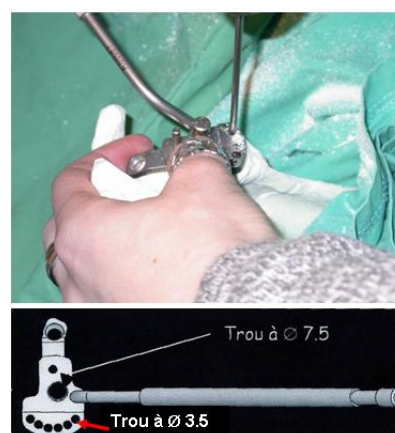


FIG. 3.14: Fantôme 2.

Il ne reste plus qu'à mettre en place le support de glène sur le patient. Un perçage

sera nécessaire dans le pied de la coracoïde. Enfin, la duoglène est mise en place sur le support de glène (figure 3.15).

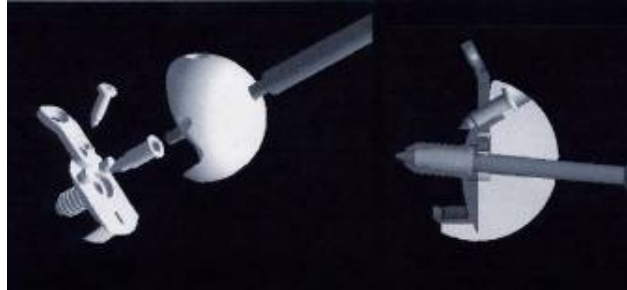


FIG. 3.15: Montage de la duoglène et du support de glène.

Troisième étape : finalisation de l'humérus. Une tige d'essai est mise en place dans l'humérus. On teste alors des platines inserts d'essai de différentes tailles et suivant différents offsets (figure 3.16). Une fois la mobilité souhaitée obtenue, la platine définitive est mise en place sur la tige finale. L'insert est ajouté à la platine et l'ensemble est enfin impacté dans l'os. L'opération sera suivie d'une période de rééducation d'une durée de 3 à 6 mois.

La finalité de cette thèse est de réaliser un dispositif d'aide à la chirurgie de l'épaule. Pour cela, on doit modéliser la maquette numérique de l'épaule qui servira par la suite aux différentes simulations virtuelles de découpe et de perçage de l'épaule virtuelle, permettant d'envisager une assistance per-opératoire. Dans ce qui suit, nous allons voir les différentes familles de modélisation existantes ainsi que la méthode retenue pour la suite de nos travaux.

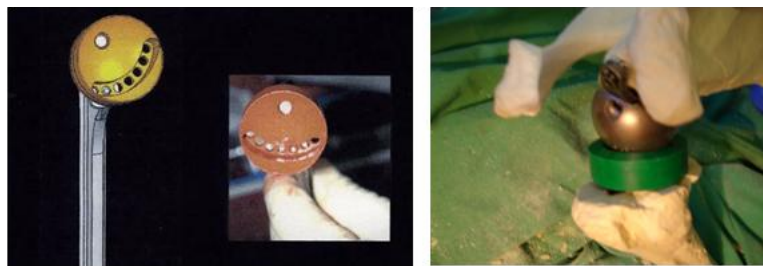


FIG. 3.16: Platine-insert d'essai.

3.3 Techniques de Reconstruction 3D à partir d'Images Médicales

3.3.1 Reconstruction à partir de Coupes Scanner

La reconstruction tri-dimensionnelle de structures anatomiques (os ou organes) à partir de coupes, ou tranches, scanner est une procédure bien maîtrisée aujourd'hui. Elle permet une reconstruction de la structure par des techniques de rendu surfacique (*surface rendering*) ou volumique (*volume rendering*). Des logiciels tels que *Rapid-Form*¹ proposent un module de reconstruction à partir d'une séquence d'images tomographiques. En général, les techniques de reconstruction tridimensionnelle par coupes séquencées sont basées sur une segmentation automatique et/ou manuelle des structures à reconstruire dans les images 2D (il faut détourner les structures que l'on souhaite reconstruire). Cette segmentation est un traitement d'image permettant de rechercher les pixels de même intensité lumineuse et représentant le même objet pour les relier. Il suffit ensuite d'empiler les coupes ainsi obtenues, connaissant le pas de déplacement entre chaque coupe et le rapport de conversion pixel/mètre.

C'est sans doute la technique qui permet la reconstruction la plus précise et la plus dense en imagerie médicale. En regard des contraintes que nous nous sommes imposées, le seul reproche qu'on pourrait lui faire est qu'elle nécessite justement une séquence complète de coupes scanners. Puisque nous voulons une solution générique, puisque nous posons comme principe que la méthode doit pouvoir être fonctionnelle à partir de seules images radiographiques, cette voie fut rapidement abandonnée.

3.3.2 Reconstruction à partir de Radiographies

Le principe de la reconstruction tridimensionnelle à partir de radiographies bi-planaires (ou multi-planaire) est basé sur l'acquisition de deux radiographies (ou plusieurs) capturées sous différents angles d'incidence [Le Bras 04]. A partir des projections 2D obtenues, il est alors possible de définir la position tridimensionnelle de repères anatomiques dans l'environnement radiologique. Néanmoins, avant d'appliquer une méthode de reconstruction 3D, il est nécessaire de définir spatialement l'environnement radiologique, c'est-à-dire, le positionnement relatif des plans images et des sources de rayons X. Cette étape est appelée phase de *calibrage*.

Le principe du calibrage d'un appareil radiographique est d'estimer, au moyen d'une mire de calibrage, la transformation géométrique entre les coordonnées 3D d'un point de l'espace et ses coordonnées 2D projetés sur les différents plans radiologiques. Il existe de nombreux algorithmes permettant d'estimer cette transformation : l'algorithme DLT (*Direct Linear Transformation*), bien connu en vision par ordinateur ; les algorithmes de calibrage explicite, basés sur la connaissance de l'angle entre deux vues ; etc.

¹INUS Technology

Le point crucial de la reconstruction multi-planaire est la mise en correspondance des points homologues, c'est-à-dire l'identification des points stéréo-correspondants [Selvik 83]. Pour simplifier cette opération, délicate sur des images radiographiques, l'implantation *in vivo* de marqueurs biocompatibles opaques est fréquente : elle n'est évidemment pas adaptée à notre problème. Une approche de type *Shape from Contour* est également envisageable [Laporte 03] - *NSCC, Non-Stereo Corresponding Contour*. Cette méthode nécessite un objet générique représentant la structure à reconstruire (figure 3.17).

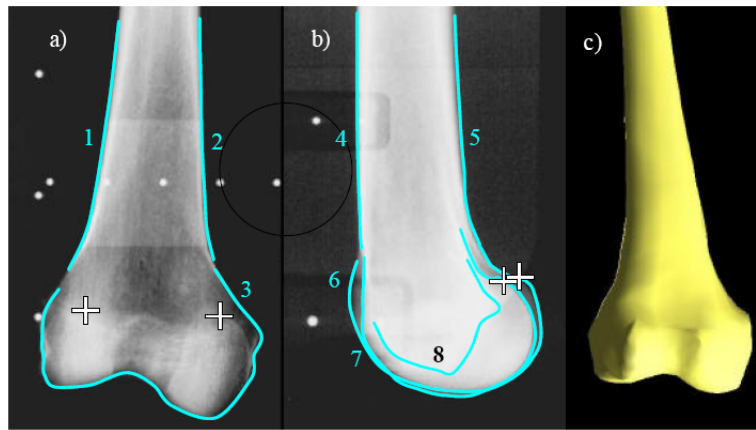


FIG. 3.17: Illustration du principe de la méthode NSCC appliquée sur le fémur distal

3.4 Revue sur les Techniques Potentielles de Modélisation

Nous passons en revue des techniques de modélisation 3D, avec un objectif et des contraintes un peu différentes que dans la section précédente. Notre idée est de proposer un modèle de référence (ou modèle générique) pour l'épaule et de l'adapter à la morphométrie du patient à partir des mesures effectuées sur des images médicales. Cette démarche s'effectue en trois étapes distinctes (figure 3.18) : (i) l'obtention d'un nuage de points ; (ii) la modélisation des os à partir de ce nuage de points ; (iii) la déformation pour adapter le modèle aux mesures du patient. Si cette étude ne prétend pas à l'exhaustivité, elle nous a permis d'implémenter et de tester différentes techniques couvrant largement le champ des méthodes usuelles de modélisation tridimensionnelle.

3.4.1 Reconstruction de Surfaces à partir de Points Non-Organisés

La reconstruction d'une surface à partir d'un nuage de point non-organisés a probablement été abordée pour la première fois dans les années 80, en particulier par Boissonnat [Boissonnat 84]. Dans ce contexte, cette reconstruction a pour but de générer un modèle numérique de la surface externe d'un objet physique à partir d'un nuage de points dont les coordonnées 3D sont saisies par un dispositif de mesure. Les étapes successives de reconstruction peuvent être énoncées comme suit : nous disposons, en entrée du processus de reconstruction un nuage de point non-organisés acquis à la surface de l'objet (dans notre cas l'os) et le but recherché est de produire en sortie une surface approchant au mieux la forme de la surface physique de l'objet échantillonné.

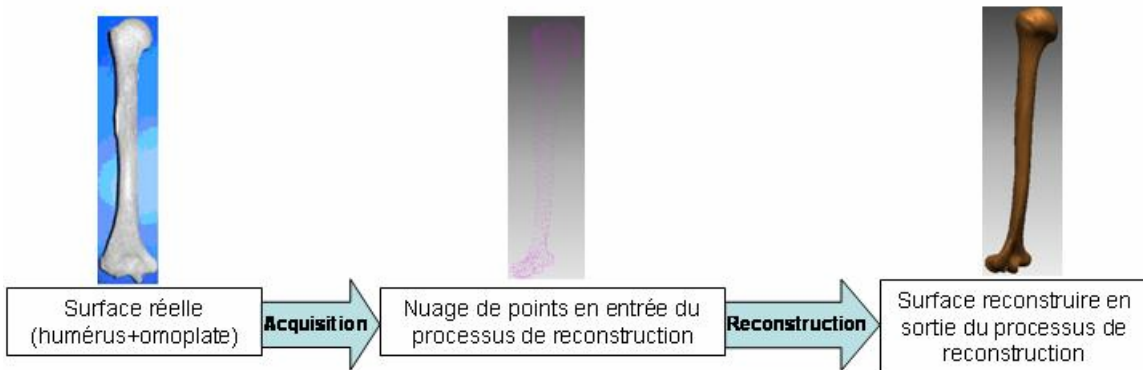


FIG. 3.18: Modélisation de l'os

Le nuage de points représentant l'objet est généralement obtenu par numérisation manuelle ou scanner. Chaque point peut être accompagné d'informations additionnelles, en général la normale à la surface en chaque point et l'information de couleur. Un point est représenté par ses trois coordonnées. La reconstruction de la surface représentée par le nuage de points est abordée de différentes manières selon la méthode utilisée. On peut classer les différentes approches selon la façon dont la surface est reconstruite, par approximation ou interpolation, et la façon dont est traité le nuage de points, de manière globale ou locale. L'interpolation signifie que la surface reconstruite préserve le nuage de points original, les points échantillonnés sur la surface de l'objet feront partie de la surface reconstruite. L'approximation signifie que la surface est très proche des points échantillonnés mais ne passe pas obligatoirement par eux. Les méthodes d'approximation sont beaucoup plus robustes aux erreurs d'acquisition des données 3D que les méthodes d'interpolation qui sont très sensibles aux erreurs d'acquisition et aux bruits de mesure. Par analogie au domaine

du traitement du signal, on appelle “bruit de mesure” le fait que les valeurs mesurées ne sont jamais exactes mais un peu au dessus ou en dessous de la valeur réelle.

Une autre classification possible consiste à différencier les approches globales des approches locales. Dans les méthodes globales, tous les points du nuage sont employés pour définir la surface reconstruite. Par contre, dans les méthodes locales, la reconstruction de la surface se fait de manière locale, par groupes de points, ou point par point et c'est la combinaison de ces reconstructions locales qui fournit une reconstruction globale de la surface. Ces deux façons de classer les méthodes de reconstruction en approches globales ou locales ou en approches d'interpolation ou d'approximation, sont assez générales mais elles ne reflètent pas de manière discriminante, la multitude des approches existantes. L'objet de ce paragraphe n'est pas de présenter de façon exhaustive toutes les approches de reconstruction existantes ; nous essayerons cependant de présenter de façon succincte certains algorithmes. Ainsi, ce bref survol du sujet permet de montrer l'étendue du domaine et la multitude des méthodes existantes, tout en mettant en relief les lacunes et les avantages de chaque approche. La classification des approches de reconstruction de surfaces peut être réalisée selon les différents algorithmes et méthodes qu'elles utilisent. Notre classification s'inspire de celles proposés par Varnuska [Varnuska 05] et Schall [Schall 05]. Nous avons choisi de présenter les méthodes les plus récentes sans oublier les méthodes qui sont à la base de la reconstruction de surfaces à partir de nuages de points telles qu'on les connaît aujourd'hui [Hope 92]. D'une manière générale, on peut classer les méthodes de reconstruction à partir d'un nuage de points non-organisés en plusieurs grandes familles : les approches implicites [Turk 02][Reuter 03], les approches fondées sur le diagramme de Voronoï [Amenta 98][Amenta 99][Amenta 01], les approches mixtes qui combinent plusieurs méthodes [Hope 92][Boissonnat 00], les approches dynamiques [Qin 01] et enfin les approches neuronales [Baader 94][Yu 99][Ivrissimintzis 03]. Par ailleurs, il existe des contraintes d'efficacité que les algorithmes de reconstruction doivent prendre en compte. Elles peuvent être énumérées comme suit :

- La robustesse : degré de sensibilité de la méthode au bruit d'échantillonnage dans le nuage de points, qui parfois se concrétise par des conditions sur la densité d'échantillonnage de la surface à reconstruire, sans lesquelles la reconstruction serait incohérente. Il s'agit également de pouvoir évaluer la capacité de la méthode à prendre en compte certains détails de la forme de la surface originale (bords anguleux par exemple).
- Information additionnelle : capacité de la méthode à reconstruire la surface sans avoir besoin d'informations additionnelles, telles que la normale à la surface pour chaque point d'entrée.
- Ressource mémoire : le nombre de points en entrée du processus de reconstruction est un facteur très important en raison de la quantité de mémoire disponible sur les machines de calcul.
- Vitesse de calcul : la reconstruction d'une surface à partir d'un nuage de points

est habituellement un processus off-line, la rapidité d'obtention d'un résultat de reconstruction est donc l'une des contraintes les moins critiques. Cependant cette contrainte dépend de l'application.

3.4.2 Acquisition du Nuage de Points

Pour réaliser la numérisation d'une surface afin d'obtenir un nuage de points 3D la représentant, différentes techniques sont disponibles.

Une proposition de la classification des méthodes d'acquisition de nuage de points 3D a été proposée par Goulette [Goulette 00]. Elle consiste à distinguer quatre catégories : la numérisation par contact, la triangulation, la télémétrie et les méthodes optiques passives. Ces différentes méthodes fournissent des nuages de points organisés ou non-organisés. Un nuage de points est dit "organisé" ou "structuré" s'il est possible de connaître les voisins immédiats de chaque point. Par opposition, un nuage de points est dit "non-organisé" ou "non-structuré", dans les cas suivants :

- la structure des points n'est pas connue ;
- les points ont été mesurés dans un ordre complètement aléatoire ;
- un traitement intermédiaire a "mêlé" les points de telle sorte que le fichier ne contient plus de relations de voisinage.

3.4.2.1 Numérisation par Contact

Pour le contrôle dimensionnel de cotes 3D dans un cadre industriel (métrologie), la numérisation par contact a précédé les techniques sans contact. Les techniques par contact ont été exploitées, pour la première fois dans les années 80, dans l'industrie pour la numérisation 3D de pièces mécaniques en vue d'améliorer le processus de contrôle qualité. Les techniques de numérisation par contact ou "palpage" consistent à mesurer la cote de points situés sur des surfaces, par contact avec ces points et repérage de la position d'un outil (stylet) de contact. Ce repérage peut se faire par procédé optique ou par mesure des positions angulaires d'un bras articulé au bout duquel se trouve le stylet. C'est une technique d'acquisition 3D simple, qui peut donner de très bonnes précisions. Son inconvénient est la lenteur d'acquisition, ce qui conduit souvent à limiter le nombre de points de mesures. Un autre inconvénient est que la surface doit être suffisamment rigide pour ne pas se déformer au moment du contact. Par ailleurs certaines zones peuvent ne pas être atteignables.

3.4.2.2 Lumière Structurée

La triangulation consiste à projeter sur la surface à mesurer un point ou une ligne laser, puis à observer ce point ou cette ligne par un système optique décalé de l'émetteur (laser). Le système optique est généralement une caméra numérique. En connaissant la direction d'émission du rayon, la position observée par le récepteur (système optique) et les positions relatives de l'émetteur et du récepteur, on peut

calculer la distance du point observé à l'émetteur, puis sa position tridimensionnelle dans l'espace d'observation. L'inconvénient principal des méthodes de triangulation, réside dans le temps d'acquisition des points et dans le traitement des données pour éliminer les points n'appartenant pas à l'objet à numériser. Les systèmes les plus répandus de triangulation active sont ceux qui utilisent un laser (scanner 3D). Pour l'ensemble des systèmes de triangulation, il est nécessaire de déplacer les têtes de mesure caméras-laser, pour réaliser une numérisation complète de la scène (stéréovision active).

3.4.2.3 Télémétrie

La télémétrie consiste à mesurer la distance entre l'objet et l'émetteur-récepteur dans la direction d'émission-réception d'une onde. La technique principale exploite le temps de vol pour laquelle le temps d'émission-réception est mesuré en connaissant la vitesse de propagation de l'onde, la distance objet-émetteur-récepteur est déterminée à partir de la mesure du temps de propagation de l'onde entre l'émetteur et le récepteur. Il existe plusieurs variantes de la technique de temps de vol en fonction du type de capteur (calcul par différence de phase). Cette technique est utilisée pour de grandes distances. Contrairement à la triangulation, l'intérêt de cette méthode est qu'elle donne une précision de mesure quasiment constante quelle que soit la distance.

3.4.2.4 Méthodes Optiques Passives

Cette dernière catégorie regroupe toutes les techniques n'utilisant pas d'éclairage particulier pour faciliter l'extraction de points de la scène. Dans ce cas, il s'agit principalement de la stéréovision passive. La vision stéréoscopique permet de trouver la profondeur d'un point d'un objet par la mise en correspondance de ce point à l'intérieur de deux images acquises sous des angles différents. La distance du point à la caméra peut être calculée par triangulation à condition que les points soient correctement mis en correspondance d'une image à l'autre.

3.4.3 Approches basées sur le Diagramme de Voronoï

3.4.3.1 Introduction

Il existe toute une famille d'algorithmes permettant de générer des surfaces interpolant un nuage de points à reconstruire sous la forme d'un maillage polygonal. Afin de générer le maillage, la plupart de ces approches sont basées sur des algorithmes en deux phases. Une triangulation 3D de Delaunay est tout d'abord réalisée à partir du nuage de points. Ensuite, l'algorithme extrait une surface sous la forme d'un maillage polygonal en sélectionnant les triangles adéquats, sur la base de considérations géométrique et topologiques. Les maillages polygonaux sont largement répandus dans les applications graphiques, en grande partie parce qu'ils permettent de représenter

virtuellement tout type de géométrie et de topologie pour des surfaces de complexité quelconque. Nous présentons ci-après la définition du diagramme de Voronoï et son dual la triangulation de Delaunay, avant d'aborder les principales méthodes utilisant ces approches.

Diagramme de Voronoï. Soit S un ensemble de N points de \mathbb{R}^3 . Pour chaque point x de S , la cellule de Voronoï associée à x est définie par l'ensemble des points de l'espace qui sont plus proches de x que de tous les autres points de S . Le diagramme de Voronoï est la décomposition de l'espace formé par les cellules de Voronoï (figure 3.19a). Il permet de représenter la structure topologique d'un nuage de points, et fournit la notion de voisinage d'un point : x est voisin de q de S si et seulement si leurs cellules de Voronoï respectives sont adjacentes.

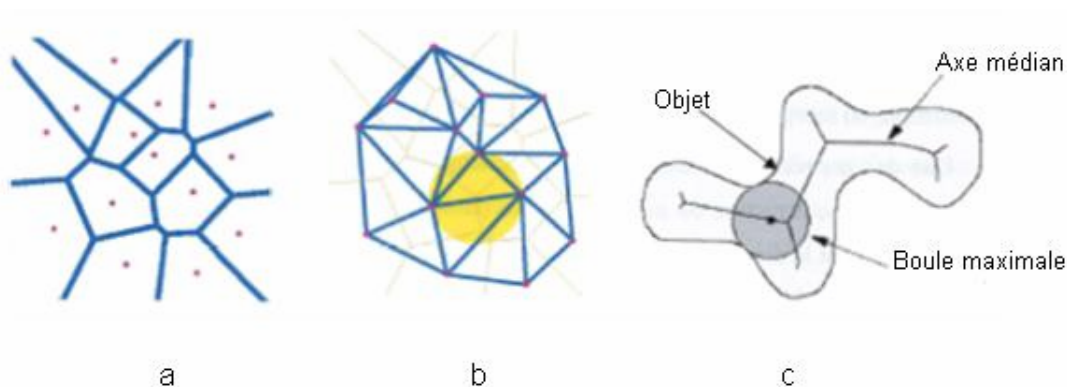


FIG. 3.19: a. Le diagramme de Voronoï sur un nuage de points en 2D, b. Triangulation de Delaunay correspondant au diagramme de Voronoï, c. Axe médian d'un objet.

Triangulation de Delaunay. La triangulation de Delaunay de S est le dual géométrique du diagramme de Voronoï de S . Deux points de S sont reliés par une arête dans la triangulation de Delaunay si et seulement si leurs cellules sont adjacentes dans le diagramme de Voronoï de S (figure 3.19b).

La triangulation de Delaunay, aussi appelée tétraédrisation dans l'espace tridimensionnel, est la triangulation qui maximise la compacité des triangles. Il s'agit d'un ensemble de triangles en 2D, ou de tétraédres en 3D. Elle possède les propriétés suivantes :

- le maillage de Delaunay interpole l'ensemble des points de S ;
- une arête entre deux points de S existe si et seulement si leurs cellules de Voronoï sont adjacentes ;
- elle maximise l'angle minimal entre deux arêtes ayant un sommet en commun ;

- le cercle (sphère) circonscrit dans un triangle (tétraèdre) de Delaunay ne contient aucun autre point de S .

L'axe médian d'un ensemble de S de \mathbb{R}^3 est l'ensemble des points de \mathbb{R}^3 n'appartenant pas à S qui ont au moins leurs deux points les plus proches dans S [Blum 67] (figure 3.19c). Dans un certain sens, la notion d'axe médian généralise trop le concept de diagramme de Voronoï d'un ensemble de points pour les surfaces continues [Cazals 04]. L'axe médian d'un objet (bi ou tridimensionnel) peut être défini comme le lieu de centres des boules maximales incluses à l'intérieur de l'objet, de manière à accéder à une représentation minimale de l'objet considéré. Il peut être démontré qu'une surface lisse peut être reconstruite par l'intermédiaire de l'enveloppe de son axe médian (*medial axis transform*). La notion d'axe médian est à la base de nombreux algorithmes dans le domaine de reconstruction, du morphing ou de la reconnaissance de formes. Une des premières références parlant de triangulation de Delaunay utilisable pour des applications de reconstruction de surfaces est dans [Boissonnat 84]. Un très bon recueil des différentes méthodes exploitant le diagramme de Voronoï et son dual pour la reconstruction de surfaces peut être trouvé dans [Cazals 04].

3.4.3.2 Crust

Amenta propose la méthode de reconstruction dite du "Crust" [Amenta 98] (*two-pass Voronoï filtering*). Sous certaines conditions d'échantillonnage, l'algorithme du Crust assure la reconstruction correcte de la surface numérisée. Amenta [Amenta 98][Amenta 99] a défini une mesure non uniforme de la densité d'échantillonnage appelée *ler-sampling*, ou *r*-échantillonnage, où le voisin le plus proche de tout point x de S est situé à une distance inférieure à $r \times LFS(x)$, avec $r < L$ où $LFS(x)$ (*Local Feature Size*) d'un point x de la surface S représente la distance euclidienne du point x au point le plus proche de l'axe médian. Intuitivement, une "bonne" densité d'échantillonnage, qui correspond à un échantillonnage suffisamment dense, est inversement proportionnelle à la distance par rapport à l'axe médian. Dans le cas de 3D, le Crust se compose des quatre étapes suivantes :

1. Calcul du diagramme de Voronoï des points échantillons.
2. Calcul des pôles des cellules de Voronoï, définis comme les deux sommets de ces cellules les plus éloignés du point générateur de la cellule. Le premier pôle est le sommet le plus éloigné du point générateur de la cellule, il est noté $p+$, le second pôle noté $p-$ est le sommet le plus éloigné dans le demi-plan opposé au premier (figure 3.20).
3. On obtient un ensemble de points sommets de cellules de Voronoï, les pôles, qu'on ajoute aux points échantillons de la surface (dans le cas 2D on ajoute tous les sommets des cellules de Voronoï). On calcule la triangulation de Delaunay issue de cette adjonction.

4. On garde uniquement les triangles dont les trois sommets sont des points de l'échantillon de départ. Cette étape est appelée *Voronoi filtering*.

Deux étapes de post traitement ont également été définies (*two-pass Voronoi filtering*), la première étape (*normal filtering*) consiste à supprimer les triangles qui ne remplissent pas le critère de la normale qui spécifie que les normales aux triangles forment de petits angles avec les vecteurs formés par les sommets du triangle et leurs pôles. En utilisant le fait que, sous certaines conditions d'échantillonnage, le vecteur formé par le point x est le pôle $p+$ représente une estimation de la normale à la surface au niveau de ce point x (figure 3.20).

La deuxième étape, appelée *Trimming*, enlève les petits tétraèdres qui pourraient être laissés sur la surface après le premier post-traitement.

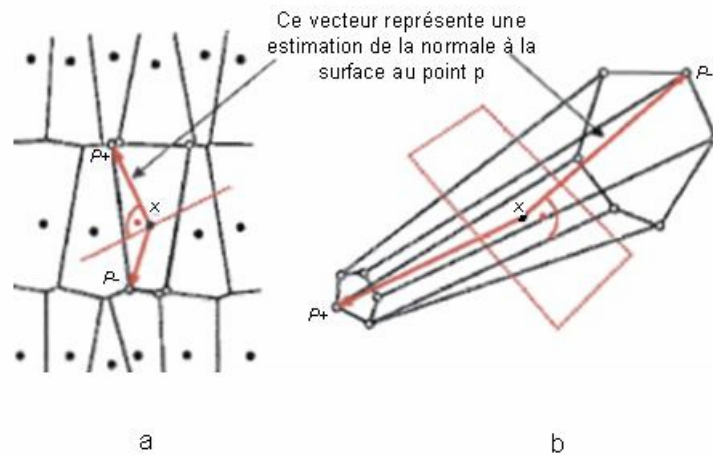


FIG. 3.20: Le point x , les sommets de cellules de Voronoï autour de lui et les pôles $p+$ et $p-$ en 2D (a) et en 3D (b).

L'algorithme *Crust one-pass filtering* [Amenta 99] est une approche semblable au *Crust two-pass filtering*, il a été proposé par les mêmes auteurs. Il calcule juste le diagramme de Voronoï des points échantillons au lieu des points et des pôles des cellules de Voronoï. Le filtrage est basé sur l'heuristique suivante : l'ensemble de triangles T interpolant la surface S doit satisfaire ces trois conditions :

1. T contient tous les triangles dont les deux sont les côtés des cellules de Voronoï qui intersectent la surface.
2. Chaque triangle est petit, c'est-à-dire que le rayon de son cercle circonscrit est beaucoup plus petit que la distance de ses sommets à l'axe médian.
3. *Normal filtering* : pour tous les triangles, l'écart angulaire entre les normales aux triangles et les normales estimées en utilisant les pôles aux sommets des triangles doit être faible.

3.4.3.3 Cocone

Dey [Dey 99] propose “Cocone” comme une amélioration du “Crust”, basée sur des observations concernant les critères de sélection des triangles faisant partie de la surface finale. Pour chaque point x , on définit deux cônes alignés sur le plus grand axe de la cellule de Voronoï associée, axe formé par la liaison des deux pôles de la cellule, avec une ouverture de $3\pi/8$, et ayant x pour sommet. Parmi les triangles de Delaunay adjacents au sommet, seuls ceux appartenant au complémentaire de ces deux cônes sont retenus. Dey [Dey 01] propose d'utiliser Cocone en partitionnant le nuage de points à l'aide d'une octree. Les cellules sont légèrement agrandies afin d'assurer un recouvrement entre les morceaux de surfaces reconstruites. Grâce à ce positionnement, Dey arrive à reconstruire explicitement des surfaces de plus d'un million de points sur des machines de puissance modeste en un temps raisonnable.

3.4.3.4 Powercrust

L'algorithme *Powercrust* [Amenta 01], amélioration du Crust, est une technique robuste de reconstruction de surface, qui s'inspire des travaux de Boissonnat [Boissonnat 84]. Elle est basée sur une approche duale qui intègre la construction du diagramme de Voronoï et une analyse approximative de l'axe médian. Le *powercrust* construit une approximation linéaire de la surface de l'objet et de son axe médian à partir du nuage de points. L'algorithme utilise le nuage de points pour approcher l'axe médian, puis applique une transformation inverse à partir de cet axe médian pour produire une approximation extérieure de la surface. Les outils principaux de cette méthode sont le diagramme de Voronoï et une sorte de diagramme de Voronoï pondéré appelé *Power diagram*. Néanmoins, cet algorithme est toujours soumis à la condition d'échantillonnage qui stipule que le nuage de points doit être suffisamment dense pour permettre une bonne reconstruction. Gopi [Gopi 00] propose de diminuer la dimension du problème en ramenant localement le problème à la reconstruction 2D. Pour cela, les points du nuage doivent être munis d'une normale, afin de déterminer le plan tangent au point. Ensuite, pour chaque point du nuage, on projette son voisinage sur le plan tangent au point. Une triangulation locale de Delaunay permet de générer les triangles incidents au point. Gao [Gao 03] propose de réduire la complexité de la reconstruction en s'appuyant sur le critère de densité minimale (r-échantillonnage) qui doit vérifier le nuage de points pour être dans les conditions du Crust [Amenta 99]. Il propose un ré-échantillonnage du nuage de points pour réduire sa taille en ne gardant que les points importants à la préservation de la topologie de la surface à reconstruire. Le problème des approches basées sur le diagramme de Voronoï est leur grande sensibilité au bruit présent dans le nuage de point en entrée, et surtout la complexité calculatoire qui les rend inutilisables pour des nuages de points volumineux, puisqu'elles requièrent la génération complète du diagramme de Voronoï.

3.4.4 Approches Implicites

Ces méthodes utilisent une représentation implicite des formes, par opposition à une représentation explicite à l'aide de polygones ou de surfaces paramétriques. Les approches implicites sont donc définies à partir d'une fonction mathématique $f(x)$ dont on extrait une iso-surface $f(x) = c$ où c est une constante appelée iso-valeur. En général, on s'arrange pour que la surface recherchée soit le lieu où c s'annule. Un parallèle pourrait être fait avec les isobares sur les cartes météo. La fonction $f(x)$ est appelée fonction potentielle, ou champ scalaire. Cette formulation permet a priori de construire n'importe quelle surface à partir d'un polynôme en fonction des coordonnées du point x . Pour illustrer ce principe, un exemple est présenté sur la figure 3.21.

Les fonctions implicites peuvent être utilisées pour décrire ou interpoler le comportement d'une forme dans un plan ou dans un espace à trois dimensions. L'intérêt principal des surfaces implicites est qu'elles permettent de définir tout point x de l'espace en fonction de sa position, il est possible de déterminer si x est à l'intérieur, à l'extérieur ou sur la surface en fonction de la valeur de $f(x)$. Potentiellement, on dispose d'une infinité de formes et fonctions possibles. Différentes fonctions implicites existent : les surfaces de potentiel [Blinn 82], les surfaces algébriques [Taubin 93][Bloomenthal 97] et les approches variationnelles. Les fonctions implicites sont une façon élégante de modéliser des surfaces 3D sans avoir à s'occuper des contraintes topologiques. Les surfaces implicites présentent en outre l'intérêt de rendre triviale certaines opérations géométriques parfois coûteuses avec d'autres méthodes de représentation, telles que les morphings, la modélisation CSG, les fondus entre deux surfaces ou bien encore les opérations booléennes (par exemple la différence, l'union ou l'intersection). Plusieurs approches ont été proposées pour tenter d'interpoler ou d'approcher un nuage de points par une surface implicite, notamment par Hugues [Hughes 92], Rossignac [Rossignac 94] et He [He 94]. On trouvera un tour d'horizon des approches implicites les plus récentes dans [Reuter 03]. Le problème de la reconstruction d'une surface implicite continue peut être considéré comme un problème global d'interpolation. Dans ce qui suit nous allons définir le principe général de cette reconstruction [Tafihery 03].

3.4.4.1 Principe

Le principe de la fonction à base radiale (RBF) est de déterminer une fonction implicite de la forme $f(x, y, z) = 0$. Pour cela, on dispose d'un ensemble de points de départ. Après avoir résolu un problème d'interpolation, on obtient une fonction implicite telle que l'évaluation de tous les points renvoie :

- 0 pour les points de la surface ;
- < 0 pour tous les points à l'intérieur de la surface ;
- > 0 pour tous les points à l'extérieur de la surface.

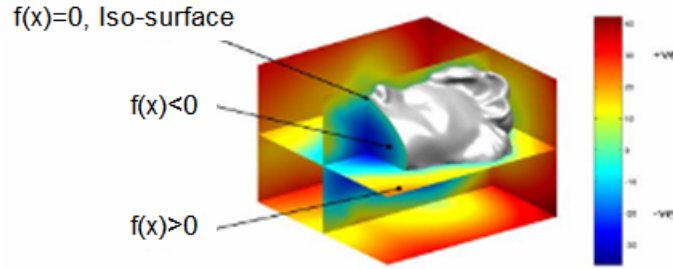


FIG. 3.21: Illustration du concept de la représentation d'une surface par surface implicite

3.4.4.2 Définition d'une RBF

Une *RBF* (*Radial Basis Function*) est une somme pondérée de translation d'une fonction de base que nous appellerons $\Phi : \mathbb{R}^+ \rightarrow \mathbb{R}$ ajoutée à un terme polynomial $p(\mathbf{X})$ de degré k (en général $k = 1$).

$$RBF = s(\mathbf{X}) = p(\mathbf{X}) + \sum_{i=1}^N \lambda_i \Phi(|\mathbf{X} - \mathbf{X}_i|)$$

avec $\mathbf{X} = [x \ y \ z]^T$ en 3D.

Les poids sont notés λ_i et l'expression $|\mathbf{X} - \mathbf{X}_i|$ désigne la distance entre les deux points \mathbf{X} et \mathbf{X}_i , autrement dit, la norme du vecteur dont les extrémités sont ces deux points [Tafihery 03].

3.4.4.3 Approche Mathématique

Pour définir cette fonction, on a besoin d'estimer deux groupes de paramètres :

- les termes λ_i ;
- les coefficients c_j du polynôme (en 3D en général i va de 0 à 3).

Sachant que les termes déjà connus sont les suivants :

- la fonction $\Phi(r)$ (en général $\Phi(r) = r$) ;
- les coordonnées (x_i, y_i, z_i) des points \mathbf{X}_i qui sont appelés centres des RBF et qui sont les points de départ de l'interpolation ;
- les coordonnées (x, y, z) des points \mathbf{X} où sera évaluée la fonction et qui seront passées en paramètres.

Pour les points qui sont sur la surface, $s(\mathbf{X}) = f_i = 0$, on ajoute des points en dehors de la surface pour éviter la solution triviale où le résultat est un vecteur zéro. Pour cela, on ajoute un point à chaque point dans le prolongement de la normale de ce dernier et on fixe f_i comme étant une distance (positive ou négative) variable différente de zéro, ce qui nous fait $2n$ points en tout.

Soit $\{p_0, p_1, \dots, p_m\}$ une base pour les polynômes de degré maximum k (dans le cas général on a $\{1, x, y, z\}$ car on prend souvent un polynôme de degré 1). Et soient

$C = \{c_0, \dots, c_m\}$ les coefficients à déterminer suivant la base choisie (dans notre cas, on souhaite $\{c_0, c_1, c_2, c_3\}$ car $m = 3$). Alors les conditions ci-dessus peuvent être écrites sous la forme matricielle suivante :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{A} & \mathbf{P} \\ \mathbf{P}^T & \mathbf{0} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \lambda \\ \mathbf{C} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{F} \\ \mathbf{0} \end{bmatrix}$$

où on a : $\mathbf{A}_{ij} = \Phi(|\mathbf{X} - \mathbf{X}_i|)$ avec $i, j = 0 \dots (n-1)$ et $P_{ij} = P(X_i)$ avec $i = 0 \dots (n-1)$ et $j = 0 \dots m$ (en général $m = 3$, polynôme de degré 1).

On doit ainsi construire la grande matrice et le vecteur résultant qui est tout à droite et en résolvant cette équation matricielle on obtient les paramètres λ et les coefficients C_i . Comme mentionné par Reuter [Reuter 03], le problème global d'interpolation est sous-contraint puisqu'il existe une infinité de fonctions susceptibles de satisfaire l'équation. Par conséquent, il est nécessaire d'ajouter des contraintes supplémentaires au problème d'interpolation. Ces contraintes vont donc permettre d'obtenir des surfaces implicites d'interpolation, dont différents modèles sont présentés par la suite. En particulier, les travaux de Turk et O'brien sur les surfaces implicites d'interpolation [Turk 02] constituent une méthode relativement robuste pour le problème de la reconstruction de surfaces. Les auteurs proposent ainsi d'utiliser des RBF pour satisfaire un ensemble de contraintes définissant la forme. Cette méthode fonctionne à concurrence de quelques centaines de points en entrée, vu qu'elle devient très coûteuse, en temps de calcul, au fur et à mesure que le nombre de points augmente. C'est pourquoi plusieurs auteurs se sont intéressés à la réduction de ces calculs en employant diverses approches. Nous citerons par exemple les techniques basées sur la notion de l'unité [Franke 80] qui permet l'évaluation de la surface implicite issue de plusieurs millions de points. En partitionnant le nuage de points à l'aide d'une structure hiérarchique tel qu'un octree ou arbre BSP (*Binary Space Partition Tree*), Othake [Othake 03] propose d'utiliser la partition de l'unité pour localiser la reconstruction de surfaces quadratiques à l'aide d'un octree, en assumant la connaissance des normales aux points d'entrée.

D'autres méthodes consistent en la reconstruction d'une surface implicite à partir de primitives appelée squelettes [Muraki 91][Bittar 95], associées à des fonctions de potentiel, placés de manière cohérente ou aléatoire par rapport aux points en entrée. L'idée principale est de chercher à déterminer une iso-valeur et des primitives tels qu'il existe une iso-surface passant par les points donnés en entrée. Muraki [Muraki 91] est le premier à avoir utilisé une surface implicite générée par des squelettes placés au hasard dans le nuage de points de la surface à reconstruire. Chaque point en entrée est muni de son vecteur normal. Des primitives sphériques sont utilisées. A chaque itération, un processus tente de minimiser la différence entre la forme initiale et la surface implicite obtenue. Les résultats sont probants mais cette méthode a une très faible vitesse de convergence qui la rend inapplicable. Une amélioration notable proposée par Bittar [Bittar 95] permet de réduire le coût du calcul grâce à l'utilisation de l'axe médian, qui fournit les informations idéales pour choisir plus efficacement

où placer les primitives candidates. Un résultat de reconstruction utilisant cette méthode est illustré en figure 3.23. Les surfaces implicites, par nature, connaissent une contrainte forte en terme de visualisation. A moins de souhaiter générer des images haut de gamme par lancer de rayon ou *raytracing*, il n'existe pour l'instant pas de méthode simple pour la visualisation de telles surfaces, en particulier pour la visualisation temps réel. Une des solutions habituellement retenue est d'extraire un maillage - facile à visualiser - en utilisant une des variantes de l'algorithme des *marching cubes* [Lorensen 87] dont le principe est défini comme suit :

Principe. Le principe de l'algorithme des *marching cubes* est de diviser l'image 3D en cellules cubiques dont les sommets sont constitués par des points contigus de l'image et de déterminer l'intersection de la surface de l'objet avec la cellule. Chaque point d'une cellule pouvant être soit à l'intérieur soit à l'extérieur de l'objet, on a 256 possibilités d'intersection qui peuvent être réduites à 15 en éliminant les configurations identiques à une rotation ou une symétrie près.

On obtient donc une surface décrite par un maillage constitué de triangles. Les normales aux sommets sont calculées par moyennage des normales aux triangles qui partagent le sommet considéré [Web1].

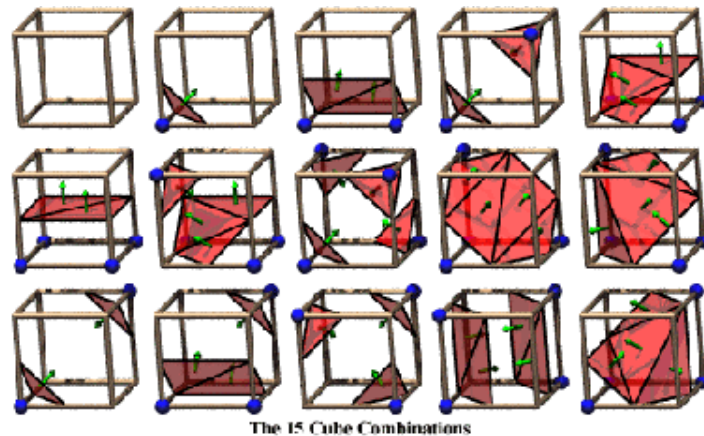


FIG. 3.22: Les 15 configurations de base des Marching Cubes.

3.4.5 Approches Mixtes

Dans cette partie nous présentons deux méthodes mixtes. La première méthode est basée sur le calcul d'iso-valeurs, ce qui pourrait lui valoir d'être classée parmi les approches implicites. Néanmoins le calcul d'iso-valeurs n'est qu'un outil de traitement dans le processus de reconstruction de la surface. La deuxième méthode combine le diagramme de Delaunay et les surfaces implicites comme outils de reconstruction, ce qui permettrait, là aussi, de classer la méthode dans les deux catégories.

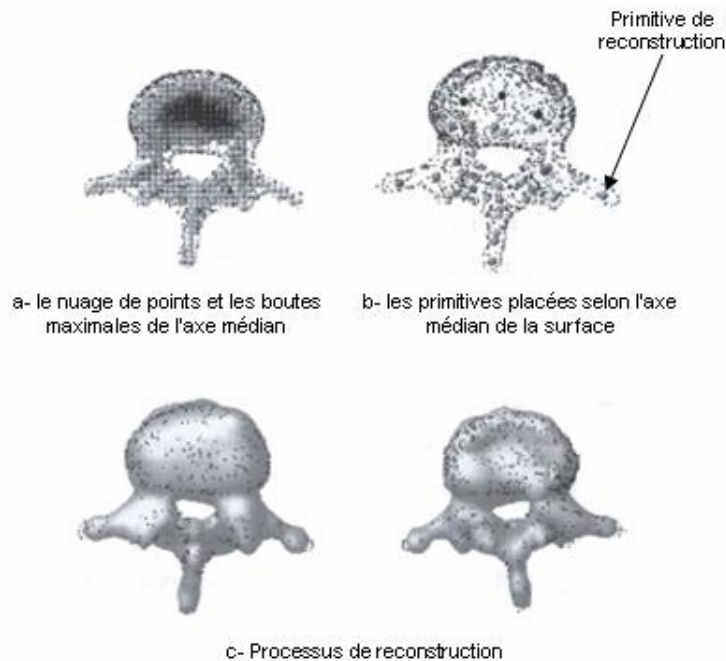


FIG. 3.23: Processus de reconstruction d'une surface en utilisant des primitives implicites placées grâce au calcul de l'axe médian.

Dans ce contexte, nous préférons les présenter dans une classe à part, plus globales que nous appelons "approches mixtes".

3.4.5.1 Méthode de Hoppe

Il s'agit de l'une des premières méthodes de reconstruction de surface de topologie quelconque, à partir d'un nuage de points non structuré. Comparativement aux autres méthodes, qui supposent la connaissance d'informations supplémentaires telle que l'information d'orientation ou une structuration des points du nuage, Hoppe a proposé dans une série de trois articles une méthode totalement automatique qui ne requière que les coordonnées tridimensionnelles des points en entrée. Cette méthode n'est pas une interpolation mais une approximation des points en entrée. Cette approche peut se résumer en trois grandes phases.

Phase 1. Reconstruction d'un maillage triangulaire à partir d'un nuage de points [Hoppe 92]. Le but de cette phase est principalement la détermination de la topologie de la surface. Cette phase de reconstruction d'un maillage primaire à partir d'un nuage de points se décompose en deux étapes :

- Création d'une iso-surface approchant le nuage de points. Pour ce faire, un plan tangent, qui est une approximation locale linéaire de la surface à reconstruire,

est estimé pour chaque point à partir de son voisinage. L'iso-valeur calculée en tout point de l'espace est la distance signée au plan tangent du point du nuage le plus proche.

- Extraction des contours du maillage initial à partir de cette iso-surface via une variante de l'algorithme des *marching cubes* [Allgower 82] avec l'algorithme de Wyvill *et al.* [Wyvill 86].

Phase 2. Réduction du nombre de triangles du maillage obtenu en première phase [Hope 93] Cette seconde phase permet de réduire le nombre de triangles et optimise la représentation de la surface originale en minimisant une fonction d'énergie basée sur le nombre de sommets dans le maillage et leurs positions dans ce dernier. Il s'agit d'équilibrer le rapport entre une représentation minimale, en terme de nombre de triangles, et une bonne approximation du nuage de points.

Phase 3. Reconstruction d'une surface de subdivision à partir de ce maillage optimisé [Hope 94]. Il est possible de régénérer une surface lisse par morceaux avec le maillage issu de la phase précédente à l'aide d'un algorithme de subdivision minimisant une fonction d'énergie.

Le problème du temps de calcul se pose de manière critique dans cette méthode, car l'augmentation du nombre de points induit une augmentation au moins proportionnelle du temps de calcul, ce qui semble très contraignant dans le cas de nuages de points très volumineux.

Surfaces de subdivision. Un procédé de subdivision (*subdivision scheme*) consiste en une règle qui, étant donnée une surface polyédrale P , produit une surface P' ayant d'avantage de sommets et des facettes plus petites. Le procédé est dit interpolant (*interpolatory*) si les sommets de P sont encore des sommets de P' (figure 3.24).

Exemple 1 : la subdivision barycentrique. La subdivision barycentrique d'une surface triangulée P s'obtient en ajoutant à la liste des sommets de P_0 les milieux des arêtes et les barycentres des facettes, en divisant chaque arête en deux et en ajoutant à la liste obtenue les segments joignant le barycentre de chaque facette aux sommets et aux milieux des arêtes de cette facette, et en divisant chaque facette en six facettes, chacune ayant pour sommet le barycentre, le milieu et une extrémité d'une arête. Il s'agit d'un procédé interpolant. Ce procédé n'a pas de bonnes propriétés : les facettes deviennent de plus en plus aplaties.

Exemple 2 : subdivision à quatre facettes. Une variante consiste à diviser chaque facette en 4 facettes délimitées par les segments reliant les milieux de deux de ses arêtes. Le résultat est meilleur, car la forme des facettes ne se détériore pas. Néanmoins, ces procédés ne modifient pas la géométrie de la surface,

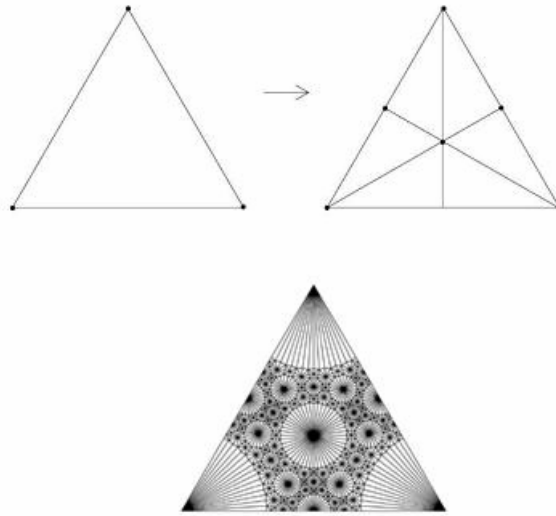


FIG. 3.24: Illustration d'une subdivision barycentrique.

ils ne font qu'en modifier la description combinatoire. Il ne s'agit que de reparamétrisation d'une même surface. Bien que possédant plusieurs avantages ainsi que diverses applications, les surfaces de subdivisions sont inutilisables dans le cas de notre problème car ne permettant pas la modification des surfaces. On trouvera une description assez complète des surfaces de subdivision dans [Lanquetin 04].

3.4.5.2 Méthode Mixte de Boissonnat

Boissonnat et Cazals [Boissonnat 00] proposent une génération d'une surface implicite à partir de l'information de voisinage fournie par le diagramme de Voronoï du nuage de points. Ensuite, ce diagramme est de nouveau utilisé pour produire un maillage adaptatif de la surface implicite. Cette méthode nécessite de disposer de l'information de la normale à la surface pour tous les points, mais elle présente en contrepartie l'avantage d'être moins sensible aux variations de densités de points que les méthodes purement explicites.

3.4.6 Approches Dynamiques

Certaines approches sont qualifiées de dynamiques du fait qu'en général elles s'appuient sur des maillages qui se déforment au cours du processus de reconstruction en respectant certaines contraintes. Le maillage s'adapte ou évolue tout au long de la procédure pour représenter le nuage de points en entrée. Moins répandues en 3D, certaines approches dynamiques sont un transfuge des algorithmes de type *snakes*

ou contours actifs connus dans le domaine de l'analyse d'image. On rappelle ici brièvement le principe des *snakes*.

Définition des snakes. Les *snakes*, ou contours actifs, introduits en 1987 par Kass, Witkin et Terzopoulos [Kass 87] sont basés sur les méthodes variationnelles. L'extraction d'une forme à l'aide des modèles déformables (figure 3.25) est obtenue par la donnée d'une forme initiale et minimisation d'une fonction d'énergie composée d'un terme de régularisation interne et d'un terme de potentiel d'attraction aux données.

En 3D on parlera plutôt de modèle déformable. Celui-ci peut être vu comme une surface qui s'équilibre sous l'influence d'une énergie potentielle. Cette énergie potentielle donne lieu à des forces externes qui déforment le modèle de manière à ce qu'il s'adapte aux données, c'est un objet évolutif. Nous présentons une méthode 3D qui se rapproche du concept des *snakes* : l'*intelligent balloon*. Par ailleurs, plusieurs approches utilisant des modèles ou surfaces déformables ont été développées, par exemple Bardinet [Bardinet 95] s'est servi de modèles paramétriques déformables qui s'adaptent aux points en entrée. Qin [Qin 01] a développé de nombreuses techniques dynamiques de reconstruction de surface. La méthode la plus aboutie est l'*intelligent balloon* qui constitue un exemple intéressant de méthode dynamique de reconstruction de surface à partir d'un nuage de points. Le comportement déformable de l'*intelligent balloon* est régi par un principe de minimisation d'énergie. Par ce processus de minimisation le modèle "gonflera" à l'intérieur du nuage de points comme un ballon jusqu'à ce qu'il atteigne la frontière de l'objet représenté par ce nuage de points. La structure de départ, appelée aussi graine ou *seed* (figure 3.26) est représentée par un maillage triangulaire avec peu de facettes (un cube par exemple). La position initiale de la graine est choisie par l'utilisateur à proximité du nuage de points. Qin définit une fonction de coût locale associée à chaque sommet du maillage de la graine. La déformation de ce maillage se fait grâce à la minimisation de cette fonction de coût qui est une combinaison linéaire pondérée de quatre contraintes :

- le potentiel de déformation représente l'énergie de déformation du modèle. Au cours de chacune des étapes d'évolution, chaque sommet se déplace selon la direction de la normale locale à la structure, afin de faire diminuer son potentiel de déformation ;
- la contrainte de bord définit la proximité de chaque sommet par rapport au nuage de points. Cette contrainte de bord est employée pour équilibrer le potentiel de déformation et pour limiter, diriger et contrecarrer la progression générale de la déformation. C'est elle qui permet de décider de stopper le processus dynamique pour un sommet donné ;
- pendant le processus de déformation, la contrainte de courbure assure qu'aucun sommet ne soit isolé de ses voisins et que les sommets soient bien distribués. Cette contrainte repose sur une approximation de la courbure locale dans le maillage ;

- la contrainte angulaire prévient le chevauchement des facettes dans le maillage par la maximisation de l'angle entre deux facettes.

Lorsqu'une facette se stabilise sans diminuer suffisamment son énergie, elle est subdivisée. En quelque sorte, la surface du ballon tend vers la surface définie par le nuage de points. Avec cette approche, seuls des objets semblables à la primitive graine de départ sont reconstituables. Afin de retrouver une topologie arbitraire, un autre test est effectué à chaque étape du processus dynamique : un test de collision inter sommets. A chaque déplacement d'un sommet, on teste son voisinage spatial : si une collision probable est détectée avec un autre sommet, une connexion est effectuée et la topologie est donc modifiée. Le processus dynamique peut être arrêté lorsque la surface reconstruite satisfait un critère fixé, ou bien à la demande de l'utilisateur.

Les résultats obtenus sont assez convaincants, du point de vue complexité topologique (figure 3.26).

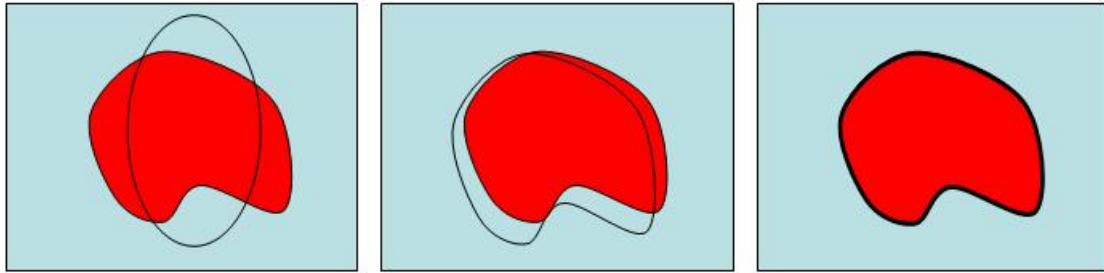


FIG. 3.25: Illustration du principe des snakes avec les différentes phases de déformation du modèle de snakes

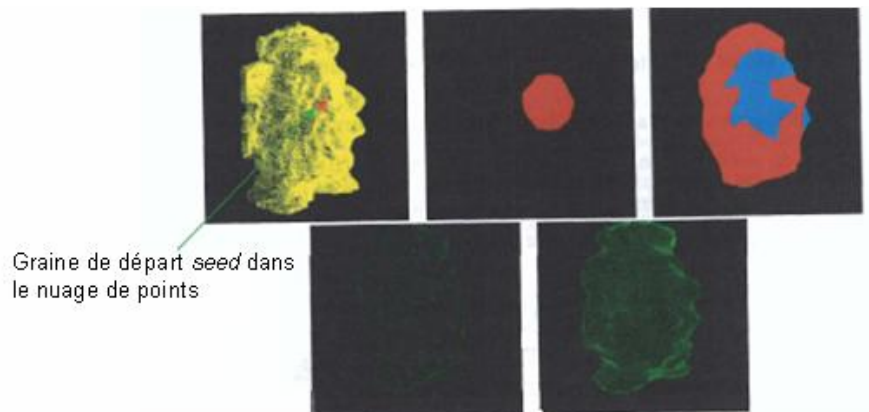


FIG. 3.26: Illustration de la méthode de l'Intelligent Balloon avec représentation de l'évolution du maillage à chaque étape du processus de reconstruction

3.4.7 Approches Neuronales

L'apport des réseaux de neurones aux problèmes de reconstruction de surfaces à partir de nuages de points est relativement récent et s'annonce riche en résultats encore à venir. Les cartes auto-organisatrices de Kohonen (*SOM : Self Organizing Maps*) [Kohonen 01] représentent l'un des modèles neuronaux les plus utilisés dans le domaine de la reconstruction de surfaces à partir d'un nuage de points. Les SOM sont des modèles neuronaux à apprentissage compétitif, non supervisé. L'une des propriétés intéressantes des cartes auto-organisatrices est la faculté de préserver les informations de nature topologiques présentes dans les données. Nous présentons dans cette partie différentes méthodes de reconstruction de surfaces à partir de nuages de points utilisant les cartes auto-organisatrices de Kohonen ou d'autres réseaux compétitifs tels que les *Growing Cell Structures*.

3.4.7.1 Méthode utilisant les cartes auto-organisatrices de Kohonen.

Parmi les premiers à avoir utilisé les cartes auto-organisatrices 2D dans un but de reconstruction de surfaces, on citera Baader et Hirzinger [Baader 93] [Baader 94]. Leur méthode préconise deux étapes d'apprentissage. Un exemple de reconstruction utilisant une carte auto-organisatrice 2D est illustré en figure 3.27. Cette méthode est limitée à la reconstruction de surfaces 2D.

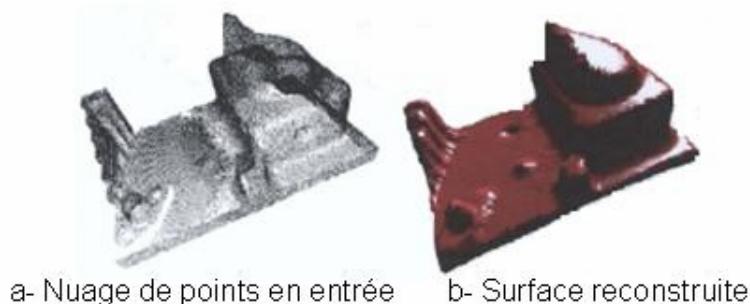


FIG. 3.27: Méthode de reconstruction neuronale de Baader et Hirtzinger

Barhak [Barhak 01] a développé une méthode neuronale basée sur les cartes auto-organisatrices 2D à architecture rectangulaire pour créer une grille paramétrique représentant la surface à reconstruire. L'avantage principal de la méthode proposée est qu'elle détecte l'orientation de la grille. La carte auto-organisatrice converge vers la forme du nuage de points en entrée par un apprentissage adaptatif. La méthode est appliquée directement sur les points 3D et évite, selon l'auteur, les anomalies de projection communes aux autres méthodes. Dans l'approche neuronale de Yu [Yu 99] pour arriver à une représentation de l'objet en entrée l'auteur utilise des méthodes de transformation du maillage neuronal. Yu utilise également des méthodes

de subdivision générale de l'architecture du réseau pour faire croître la densité neuronale du maillage. Le problème avec cette approche est que certaines méthodes de transformation du maillage sont exécutées en dehors du processus d'apprentissage ce qui peut être vu comme une supervision partielle du processus.

3.4.7.2 Méthode utilisant les Growing Cell Structures

Une autre approche neuronale est celle des *Growing Cell Structures* qui a été mis en place par Ivriissimtzis [Ivriissimtzis 03]. Une structure de subdivision de l'espace d'entrée est utilisée pour accélérer la phase de recherche du neurone le plus proche du point en entrée, avec un accroissement dynamique de la densité du maillage. Ivriissimtzis préconise une stratégie d'élimination des neurones non actifs via un facteur d'activité qui au fur et à mesure de l'apprentissage accumule les déplacements de chaque neurone et ainsi quantifie son activité. Les neurones avec l'activité la plus faible sont alors supprimés du maillage. L'auteur utilise différentes techniques de transformation de maillage pour améliorer le résultat de la reconstruction [Hope 93].

3.4.8 Résultats Expérimentaux

Quelques-unes des techniques citées ci-dessus ont été implémentées et testées pour la reconstruction d'une surface 3D à partir d'un nuage de 138966 points d'un humérus en résine. L'acquisition de ces points a été faite à l'aide d'un laser à triangulation 3D Minolta VIVID 910 (longueur d'onde du laser 690 nm avec une puissance maximum de 30 mW, une résolution des points topologique récupérées de 640x480 et une précision sur un point allant de $8\mu m$ à $32\mu m$).

D'une manière générale, pour une utilisation du modèle dans un DAC, avec les contraintes qui nous ont été fixées, différents critères sont nécessaires afin de déterminer la meilleure méthode de modélisation :

- Est-ce que le modèle fournit une surface paramétrable qui, à partir d'un changement de paramètre, nous permettra une adaptation aux caractéristiques morphologiques de chaque patient ?
- Est-ce que les paramètres du modèle peuvent être mis en relation avec les paramètres morphologiques du patient ?
- Peut-on manipuler simplement ce modèle pour simuler une opération de chirurgie virtuelle (à l'aide, par exemple, d'opérateurs logiques, permettant d'opérer numériquement des coupes et des percages sur l'os) ?

Radial Basis Function. Les figures qui vont suivre illustrent les résultats obtenus à partir de ces techniques, notamment les résultats obtenus après une variation d'un paramètre de la fonction décrivant la surface des RBF. Nous avons reconstruit la surface de l'os avec 30000 points et par la suite nous avons modifié les valeurs des C_i des λ_i et X_i afin d'évaluer s'il était possible de manière directe d'ajuster la forme



FIG. 3.28: Modèle Scanné de l'Humérus

du modèle en fonctions des paramètres de celui-ci. Les résultats obtenus (figure 3.29) montrent que ces paramètres sont purement mathématiques et n'ont pas d'interprétation physique, morphologique, directe. Il faudrait donc, pour déformer le modèle générique en modèle adapté au patient, estimer la fonction permettant d'estimer les paramètres mathématiques du modèle à partir des paramètres physiques de l'os. En outre, les techniques implicites dont les RBF posent un problème de visualisation, car elles sont gourmandes en temps de calcul.

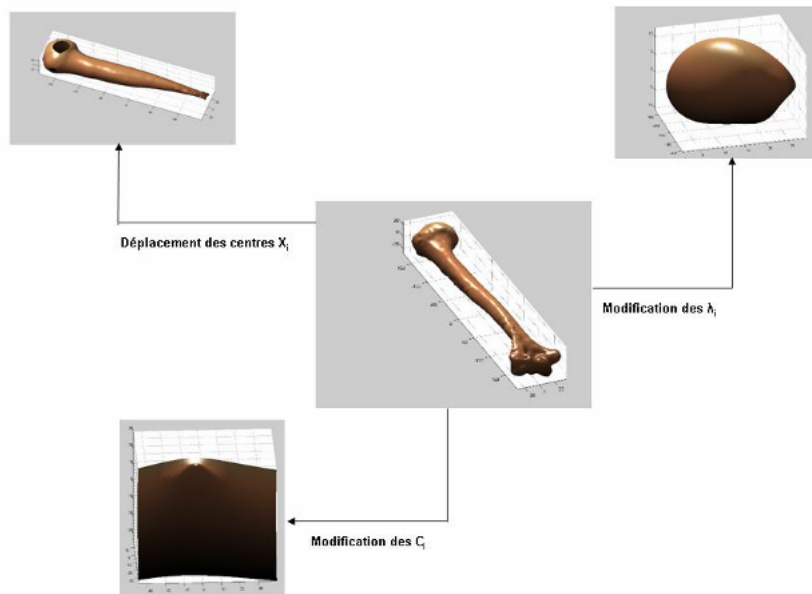


FIG. 3.29: Reconstruction et déformations avec RBF. La reconstruction originale est au centre de la figure

Kohonen 3D, subdivision et marching cubes. Nous avons testé sur le même nuage de points des 3D-SOM [Boudjemai 05] et une technique de subdivision (respectivement figures 3.30 et 3.32), enfin nous avons visualisé le nuage de points à l'aide des marching cubes (figure 3.31).

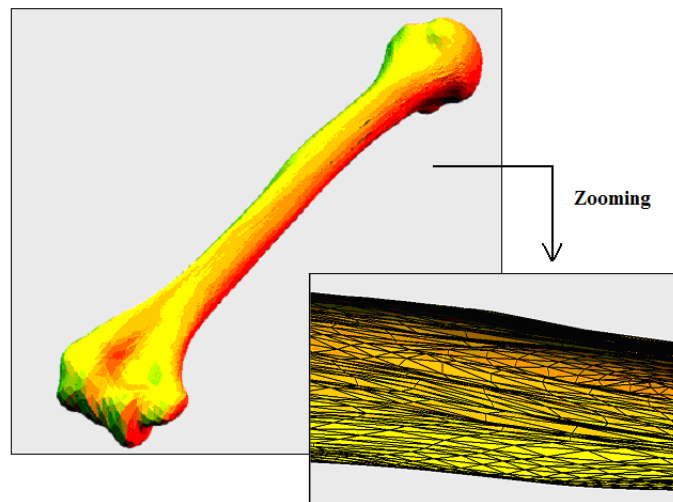


FIG. 3.30: Reconstruction à partir des cartes de Kohonen 3D

La méthode des 3D-SOM est généralement utilisée pour la classification des formes, les problèmes d'optimisation ainsi que pour des cas de simulations. Cette méthode est très intéressante pour le maillage 3D d'un nuage de points. Cependant, il existe assez peu de travaux exploitant cette technique, et le *morphing* des surfaces pose encore problème. C'est une méthode prometteuse, mais encore trop jeune pour être adaptée à notre problématique.

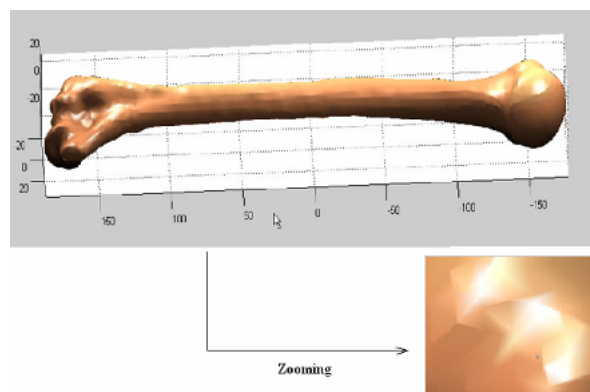


FIG. 3.31: Modèle obtenu avec la méthode des marching cubes

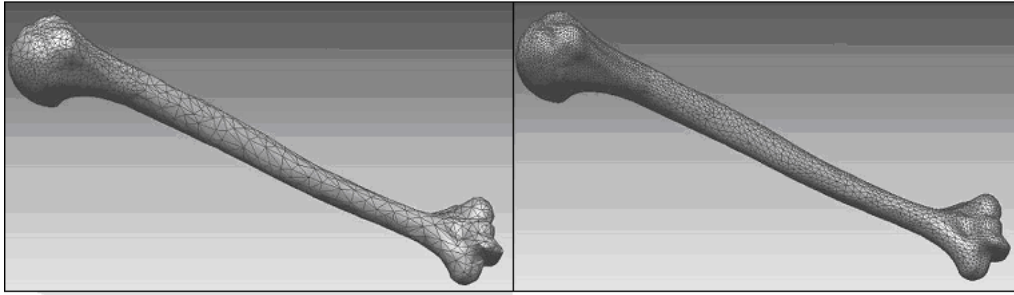


FIG. 3.32: Exemple de subdivision à 4-facettes

3.5 Conclusion

L'anatomie, la biomécanique de l'épaule et la constitution des prothèses Duocentric ont été détaillées. Il s'agissait de mener une expertise sur l'épaule humaine pour pouvoir un tirer un modèle numérique. Nous avons étudié les méthodes de reconstruction à partir d'images médicales et les méthodes de modélisation 3D. Quelques enseignements peuvent en être tirés.

Les méthodes de reconstruction ne permettent que de reconstruire quelques points à la surface de l'os, elles souffrent en outre des problèmes d'occultation (fréquents sur une articulation, où les os sont emboîtés) et de segmentation des images et elles nécessitent le calibrage du système d'acquisition : ce qui est difficilement conciliable avec les critères de généricité et d'ergonomie demandés par les chirurgiens. Les méthodes de modélisation fournissent une description tri-dimensionnelle précise, mais régie par des paramètres mathématiques dont le lien avec les paramètres physiques de l'épaule du patient n'est pas simple à estimer. Pour pallier ce premier problème, une technique de *morphing* peut être utilisée. Celle-ci requiert cependant suffisamment de points de contrôle pour converger. Comment mesurer ces points de contrôle - le palpage étant à exclure puisqu'il empêcherait d'obtenir le modèle adapté au patient avant l'opération et rendrait impossible l'outil de simulation pré-opératoire ?

Deux solutions s'offraient à nous :

1. Combiner l'approche reconstruction avec l'approche modélisation (modéliser une articulation générique et utiliser les points reconstruits comme points de contrôle pour le *morphing*). C'est une approche lourde et dont rien ne garantit qu'elle donne des résultats satisfaisants - ou même simplement des résultats : la distribution des points reconstruits peut ne pas permettre à l'algorithme de *morphing* de converger, par exemple.
2. Utiliser une méthode de reconstruction par contraintes, c'est-à-dire décrire la jointure scapulo-humérale par des formes géométriques simples connues *a priori* en adaptant les dimensions des primitives aux mesures morphométriques du patient.

Nous avons choisi cette dernière option. Nous détaillerons dans le chapitre qui suit, la modélisation définie et la méthode d'extraction des paramètres morphologiques du patient à partir d'images radiographiques et de coupes scanners.

Chapitre 4

Maquette Numérique et Chirurgie Virtuelle

4.1 Introduction

Ce chapitre décrit tout d'abord la méthodologie proposée pour la modélisation de la jointure scapulo-humérale adaptable au patient. Elle se décompose en deux parties distinctes : la modélisation à partir de formes géométriques simples, dont les paramètres mathématiques peuvent être liés directement aux paramètres morphologiques du patient ; l'extraction de ces paramètres à partir d'images médicales, radiographiques et tomographiques. Ces deux parties ont donné lieu au développement de deux logiciels. Nous présentons ensuite le montage virtuel de la prothèse, que nous intégrons par la suite au modèle de la jointure scapulo-humérale afin de simuler le travail pré-opératoire. Le plan de coupe de l'humérus, l'axe de perçage de la glène, et le type de prothèse choisis sont des variables librement modifiables par le clinicien qui peut définir différents scénarios d'opération et estimer le débattement de l'épaule prothésée. Nous montrons en effet comment les mouvements de l'épaule (abduction, adduction, etc.) sont reproduits virtuellement et comment, par un algorithme de détection des collisions, les débattements sont calculés. Des résultats expérimentaux viennent valider la procédure.

4.2 Méthode du Modèle à Formes Simples

Notre objectif est de proposer une méthode qui nous permet de construire un modèle d'épaule à partir de données extraites d'images radios et scanner et pouvant être par la suite manipulable en temps réel sur un ordinateur de bureau pour éviter que le chirurgien ne doive s'équiper en matériel spécifique, au moins pour le travail pré-opératoire. Les diverses méthodes de modélisation existantes sont soit gourmandes en mémoire - ce qui ne constitue plus véritablement un problème aujourd'hui - soit ne permettent pas une paramétrisation morphologique de l'épaule

- l'utilisation d'un modèle à formes simples semble être une solution appropriée à notre problématique. Les modèles à base de formes simples permettent en effet d'obtenir une représentation des paramètres physiques des parties osseuses de l'épaule et de réaliser par la suite des opérations logiques simulant les effets de coupe et de perçage réalisés par le chirurgien, de manière rapide et directe (figure 4.1). De plus, cette méthode présente l'avantage de nécessiter peu d'images médicales pour prendre en considération toutes les données de la mobilité et de l'adhérence d'une prothèse d'épaule.

4.2.1 Modélisation Osseuse

L'articulation scapulo-humérale étant modélisée à l'aide de formes simples, il était nécessaire d'implémenter des primitives de création et de dessins de figures géométriques simples. Bien que les primitives du cône et du cylindre soient déjà incluses dans la librairie GLUT (*OpenGL Utility Toolkit*) que nous avons utilisée, il s'est avéré nécessaire de les récrire afin de pouvoir bénéficier d'un maillage qui pourrait être utilisé pour gérer les collisions et d'éventuelles déformations de ces figures.

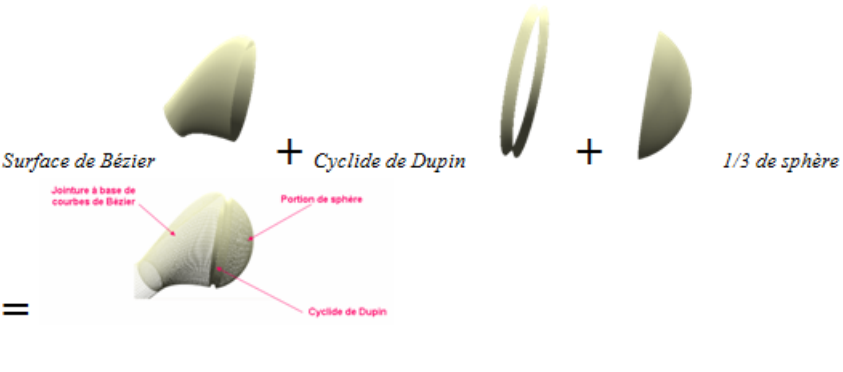



4.2.1.1 Partie Humérale

Le tableau 4.1 synthétise les principales formes géométriques utilisées dans notre application (pour plus de détail voir l'arbre CSG en annexe C). Ces formes ont été choisies pour leur simplicité et parce que les principaux paramètres qui règlent leurs dimensions et, quelques fois, leur forme ont un sens *physique* direct : le diamètre de la sphère est directement donné par le diamètre mesuré de la tête humérale, par exemple.

Deux primitives particulières ont été ajoutées pour effectuer la jointure des différentes parties du modèle : une cyclide de Dupin et une courbe de Bézier. Ces primitives s'ajustent automatiquement aux paramètres des primitives avec lesquelles elles sont liées. Nous détaillons dans la suite de cette sous-section les différentes primitives utilisées pour modéliser l'humérus.

Jointure à base de cyclide de Dupin. “*Les cyclides de Dupin sont les surfaces enveloppes des sphères tangentes à trois sphères fixes*” [Foufou 04]. Plus généralement, les cyclides de Dupin sont des surfaces algébriques dont la forme la plus connue est le tore. Une cyclide de Dupin (figure 4.2) admet l'équation paramétrique suivante :

$$\begin{cases} x = \frac{d(c-a \cos u \cos v) + b^2 \cos u}{a-c \cos u \cos v} \\ y = \frac{b \sin u (a-d \cos v)}{a-c \cos u \cos v} \\ z = \frac{b \sin v (c \cos u - d)}{a-c \cos u \cos v} \end{cases}$$

Parties représentées	Modèles utilisés
Tête humérale	 <p>Surface de Bézier + Cyclide de Dupin + 1/3 de sphère</p> <p>Jointure à base de courbes de Bézier</p> <p>Portion de sphère</p> <p>Cyclide de Dupin</p>
Axe de l'épicondyle	 <p>Cylindre horizontal</p>
Gouttière bicipitale	 <p>Cylindre transparent</p>
Cylindre métaphysaire	 <p>de longueur 40mm et rayon 8mm (valeur par défaut).</p>

TAB. 4.1: Formes géométriques utilisées pour modéliser l'humérus

avec $(u, v) \in [0; 2\pi] \times [0; 2\pi]$ et $b = \sqrt{a^2 - c^2}$.

Il existe divers cas particuliers, qui sont tous fonctions des paramètres a , b et d :

- $a = b$, $c = 0$: la cyclide est un tore ;
- $d = 0$: la cyclide est un double croissant symétrique ;
- $0 < d < b$: la cyclide est un double croissant (*horn cyclide*) ;
- $d = b$: la cyclide est un croissant simple ;
- $b < d < a$: la cyclide est en anneau (*ring cyclide*) ;

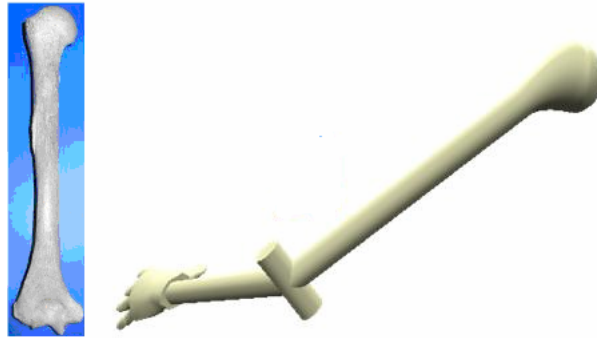


FIG. 4.1: Humérus réel (à gauche) et humérus reconstruit avec la méthode des formes simples (à droite)

- $d = a$: la cyclide est en anneau à trou nul ;
- $d < a$: la cyclide est croisée interne (*spindle cyclide*).

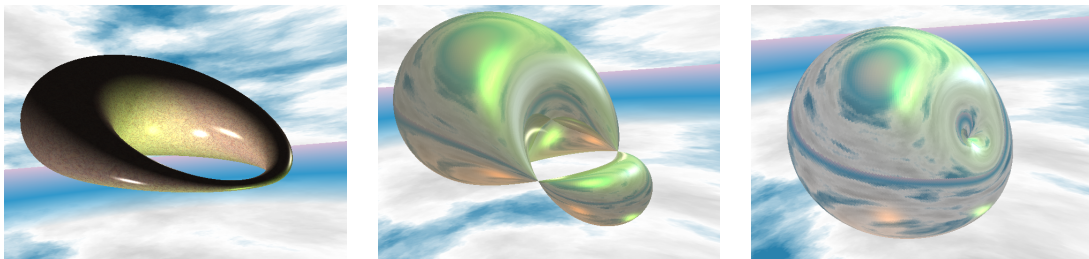


FIG. 4.2: Trois types de cyclide

Les cyclides de Dupin présentent la particularité d'avoir des lignes de courbures circulaires. Elles peuvent donc être utilisées en synthèse d'images pour joindre deux cercles. Sur notre modèle, nous voulons uniquement joindre des cercles parallèles et de même axe. Par conséquent, nous n'utiliserons que la partie intérieure d'un tore (figure 4.3).

La primitive implémentée prévoit une fonction de mise à l'échelle de la cyclide sur les axes X , Y et Z . Nous obtenons ainsi une *supercyclide* [Foufou 04], c'est-à-dire l'image d'une cyclide de Dupin par une application projective ou affine. Il est ainsi possible de joindre deux ellipses parallèles éloignées d'une longueur quelconque (figure 4.4).

Jointure à base de courbes de Bézier. Les cyclides de Dupin permettent de joindre deux surfaces circulaires, mais lorsque ces surfaces circulaires sont de rayons différents ou non parallèles, cela engendre des calculs mathématiques assez longs et difficiles à implémenter, surtout lorsque l'on manipule des figures géométriques paramétrées. Par conséquent, il nous fallait trouver une alternative aux cyclides de Dupin pour joindre deux cercles.



FIG. 4.3: Parties utiles de la cyclide de Dupin

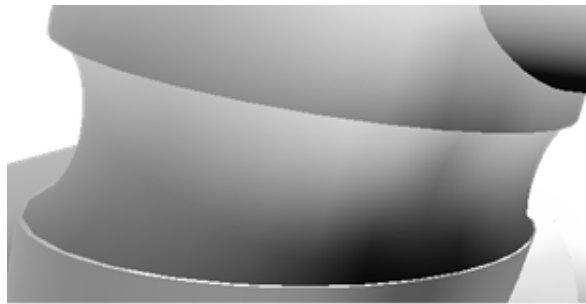


FIG. 4.4: Jointure de deux ellipses avec une supercyclide

Un essai avec les courbes de Bézier s'est révélé très concluant et a abouti à la création d'une primitive prenant en paramètres les rayons de deux cercles R_1 et R_2 , un angle A et deux distances H_1 et H_2 (figure 4.5). Par ailleurs, cette primitive ne peut s'appliquer que dans un cas précis. Si l'on considère un repère local, le premier cercle doit être horizontal et centré à l'origine, et le placement du second doit résulter d'une transformation 3D correspondant à deux translations entre lesquelles s'intercale une rotation suivant l'un des trois axes du repère.

La deuxième étape consiste à créer deux nouveaux cercles. L'un d'eux sera un translaté du premier cercle suivant l'axe de H_1 , et l'autre sera un translaté du deuxième cercle suivant l'axe de H_2 , les deux translations s'effectuant dans la direction du centre de rotation. On dispose maintenant de quatre cercles. En subdivisant chaque cercle d'un facteur n , nous obtenons n séries de 4 points, points qui peuvent servir de points de contrôle à des courbes de Bézier. Lorsque tous les points des courbes de Bézier sont calculés, il suffit ensuite de facettiser le nuage de points obtenu afin d'obtenir une primitive de jointure (figure 4.6).

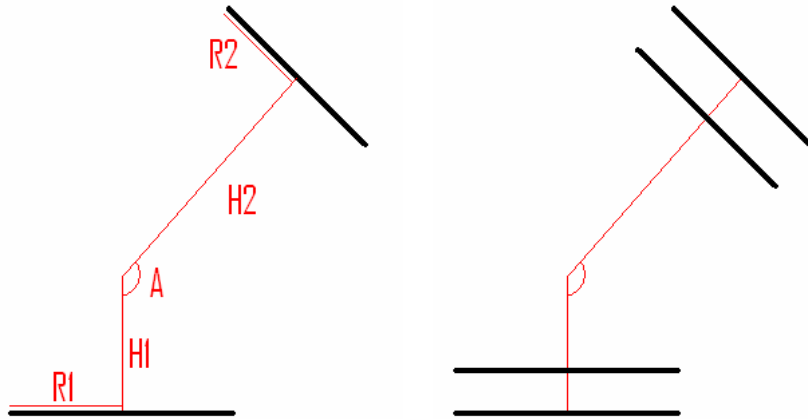


FIG. 4.5: Construction de la jointure à base de courbes de Bézier. A gauche : étape 1. A droite : étape 2.

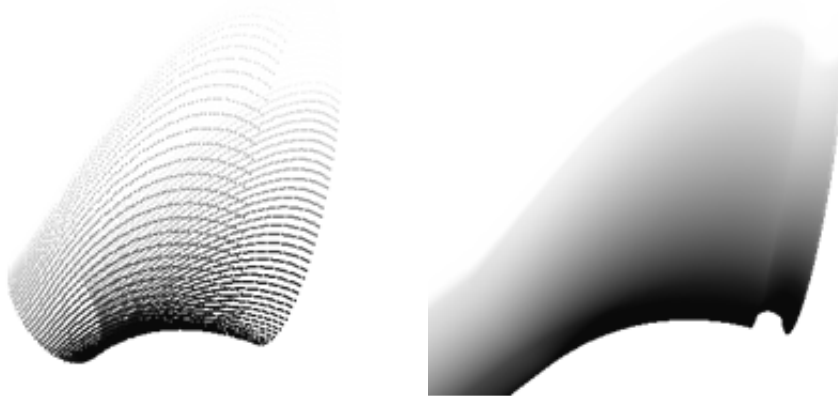


FIG. 4.6: Jointure. A gauche : nuage de points. A droite : jointure facettisée.

Portion de sphère. Afin de modéliser l'extrémité de l'humérus, il a fallu créer une primitive représentant une portion de sphère. Cette primitive prend comme paramètres un rayon, qui aura la valeur du rayon de la tête humérale du patient, et un angle, qui en fixera la taille. A noter que lors de la facettisation, les parallèles sont toutes espacées de la même distance, ce qui provoque un léger aplatissement du pôle nord de la portion de sphère (figure 4.7).

Portion de cylindre. Cette primitive permet de créer un parallélépipède rectangle auquel on aurait fait subir une torsion. Quatre paramètres sont nécessaires : un rayon, un angle, une épaisseur et une profondeur. Elle permet également d'arrondir légèrement la face avant de la figure (figure 4.8).

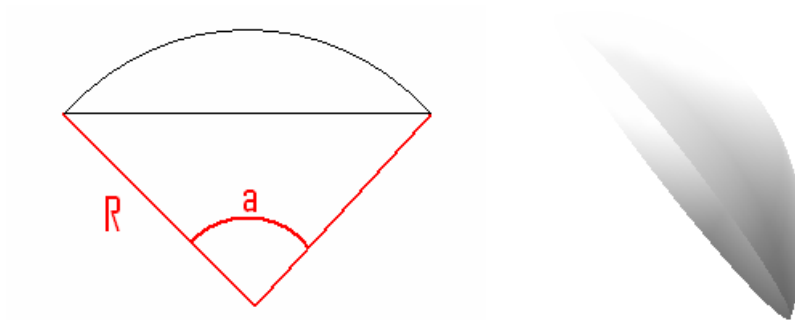


FIG. 4.7: Construction de la portion de sphère

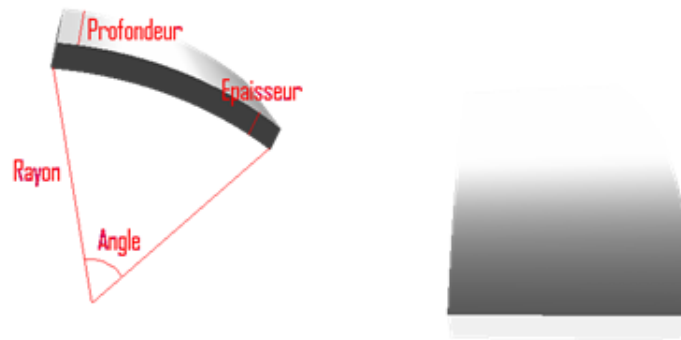


FIG. 4.8: Construction de la portion de cylindre

Modèle global. Nous avons choisi de modéliser l'humérus en prenant en compte les critères morphologiques suivants :

- rayon de la base de la calotte humérale (valeur par défaut sur notre modèle : 22mm) ;
- orientation de la coulisse bicipitale par rapport à l'axe de l'épicondyle (valeur par défaut sur notre modèle : 45°) ;
- décalage entre l'axe de la tête humérale et l'axe de la diaphyse humérale (valeur par défaut sur notre modèle : 3mm) ;
- position axe de l'épicondyle par rapport à l'axe de la tête humérale (valeur par défaut sur notre modèle : 120°).

Dans ce modèle on définit aussi des paramètres secondaires, qui peuvent prendre une valeur par défaut mais on laisse le choix au chirurgien pour les changer s'il le souhaite. Dans le cas de l'humérus on a :

- longueur humérale (utile lors des tumeurs de l'humérus) mesurable sur les clichés radios (valeur par défaut sur notre modèle : 160mm) ;
- angle d'orientation de l'axe du col (valeur par défaut sur notre modèle : 135°) ;
- rayon du cylindre métaphysaire (valeur par défaut sur notre modèle : 7mm).



FIG. 4.9: Positionnement des primitives

4.2.1.2 Partie Scapulaire

Nous décrivons dans ce qui suit la modélisation numérique de l'omoplate. L'arbre CSG de la partie scapulaire est disponible en annexe D.

La fosse sous épineuse est représentée à l'aide d'une NURBS (*Non Uniform Rational Basic Spline*). Elle est obtenue à l'aide de l'évaluateur inclus dans la bibliothèque GLU et possèdent un certain nombre de points de contrôle communs (seuls les points de la surface du milieu diffèrent). La forme générale des NURBS a été définie avec le modelleur *Maya* (qui offre la possibilité de faire varier les points de contrôle simplement avec la souris), puis reportée et améliorée sous OpenGL. A noter que seule une partie des NURBS est conservée. En effet, la partie supérieure est éliminée à l'aide d'un plan de clipping horizontal.

Nous avons choisi de modéliser l'omoplate en prenant en compte des paramètres morphologiques suivants :

- hauteur de la glène (valeur par défaut sur notre modèle : 31mm);
- rayon du grand cylindre de la glène ou bien largeur de la glène (valeur par

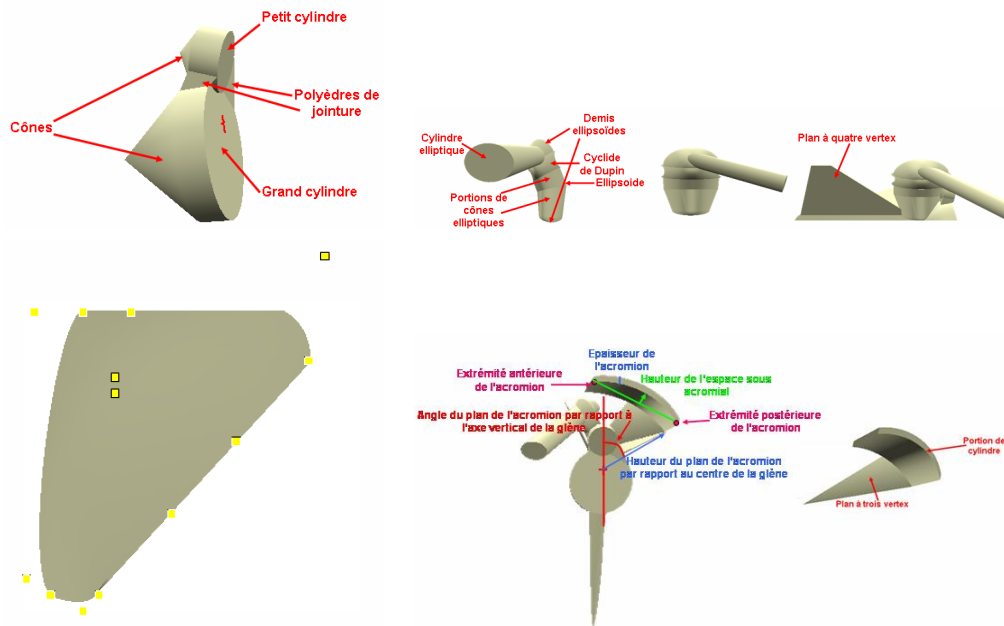


FIG. 4.10: Principales formes utilisées pour modéliser l'omoplate et les paramètres correspondants

- défaut sur notre modèle : 22mm) ;
- angle du plan de l'acromion par rapport à l'axe vertical de la glène (valeur par défaut sur notre modèle : 60°) ;
- position 3D de l'extrémité de la coracoïde (valeur par défaut sur notre modèle : (2mm 32mm 15mm) ;
- hauteur du plan de l'acromion par rapport au centre de la glène (valeur par défaut sur notre modèle : 30mm) ;
- hauteur de l'espace sous acromial (courbure max, valeur par défaut sur notre modèle : 2mm) ;
- l'extrémité antérieure de l'acromion (valeur par défaut sur notre modèle : (2mm 43mm 0mm) ;
- l'extrémité postérieure de l'acromion (valeur par défaut sur notre modèle : (19mm 32mm -3mm) ;
- épaisseur de l'acromion (valeur par défaut sur notre modèle : 3mm).

Comme paramètres secondaires :

- épaisseur du col de la glène (valeur par défaut sur notre modèle : 2.5mm) ;
- décalage du petit cylindre par rapport au grand cylindre de la glène (valeur par défaut sur notre modèle : 1mm) ;
- longueur du pilier (valeur par défaut sur notre modèle : 79.3mm) ;
- Angle d'inclinaison du pilier par rapport à l'axe perpendiculaire à la glène (valeur par défaut sur notre modèle : 45°) ;

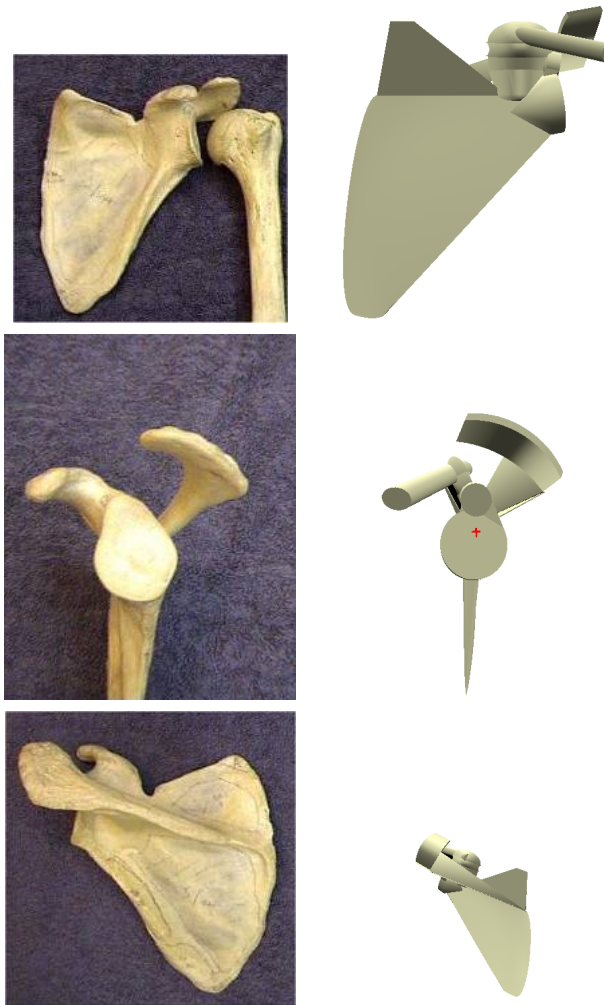


FIG. 4.11: Différentes vue d'une omoplate réelle (à gauche) et d'une omoplate à base de formes simples (à droite).

- grand rayon du cylindre elliptique représentant la coracoïde (valeur par défaut sur notre modèle : 3.5mm) ;
- petit rayon du cylindre elliptique représentant la coracoïde (valeur par défaut sur notre modèle : 2mm) ;
- angle de l'axe de la coracoïde par rapport à l'axe vertical de la glène (valeur par défaut sur notre modèle : 30°).

Un autre paramètre essentiel à notre dispositif est l'espace sous acromial. Nous définissons ce paramètre en mesurant la position 3D du centre de la tête humérale par rapport au bas de la glène, la valeur par défaut est égale à (2.35, 1.75, 0.4). Ce paramètre est utile pour la mesure des débattements d'une épaule saine afin de pouvoir comparer par la suite avec l'épaule prothésée.

Il est à noter que les valeurs par défaut définies précédemment sont issues des

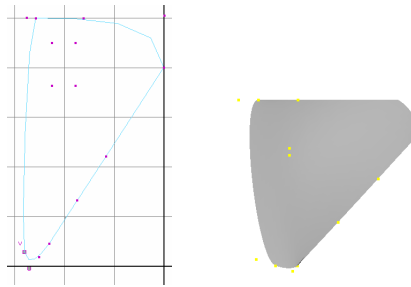


FIG. 4.12: Modélisation de la partie sous épineuse

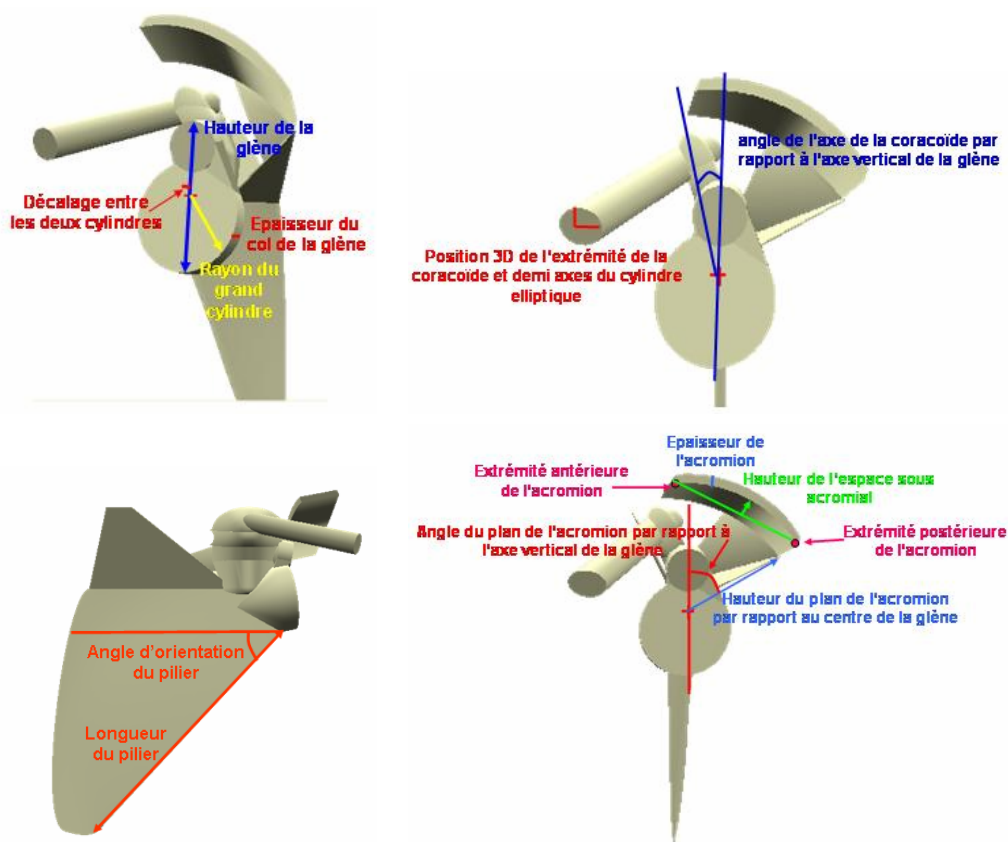


FIG. 4.13: D'autres paramètres principaux et secondaires de l'omoplate

mesures effectuées avec le logiciel *Rapidform* sur des os scannés, l'exemple donné figure 4.15 illustre à titre d'exemple la mesure de la hauteur de glène.

4.2.2 Extraction des Paramètres

Le choix d'un modèle de l'épaule basé sur des formes simples permet, et c'est là l'un des principaux motifs qui nous ont conduit à nous orienter vers cette option,

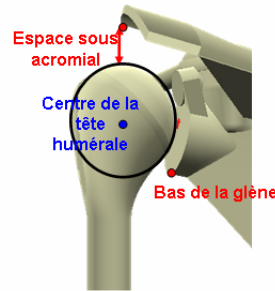


FIG. 4.14: Espace sous acromial (flèche rouge)

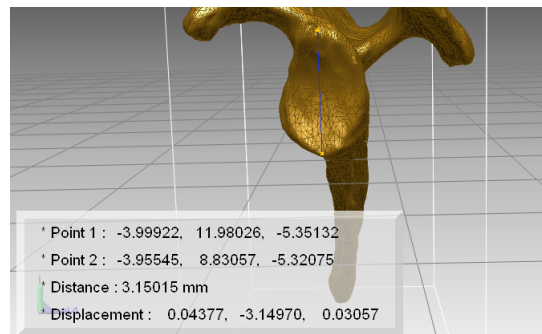


FIG. 4.15: Exemple d'un modèle scanné

de lier de manière directe les mesures anatomiques du patient avec les paramètres des primitives. Nous détaillons, dans les sous-sections qui suivent, les méthodes proposées pour extraire ces paramètres à partir d'images médicales du patient. A la demande des chirurgiens, l'extraction est possible à partir de radiographies du patient et de coupes scanners.

Une bonne qualité des clichés scanners est primordiale pour la réussite du processus, ceux-ci devront avoir un contraste suffisant qui laisse apparaître l'humérus et l'omoplate. De plus, les coupes scanners et les radiographies devront comporter une échelle précise et lisible permettant de calculer le coefficient de conversion pixel/centimètre. Par la suite, une extraction automatique ou supervisée des paramètres est effectuée. La mesure automatique se base sur le traitement des images qui permet d'extraire le ou les paramètres de l'humérus ou de l'omoplate sans intervention de l'opérateur. Cependant, il est important de sélectionner l'image qui sied le mieux à la mesure désirée, ceci est valable aussi pour l'extraction supervisée. Une fois tous les paramètres extraits, la construction de la maquette simplifiée peut se réaliser. Cette partie a donné lieu au développement sous LabVIEW¹ d'un logiciel

¹Logiciel de programmation distribué par National Instruments. La bibliothèque de fonctions NI IMAQ Vision a également été utilisée pour les fonctions usuelles de traitement des images.

d'extraction des paramètres à partir des deux types d'images médicales souhaitées.

4.2.2.1 A Partir de Coupes Scanners

Pour extraire les paramètres utiles des coupes scanner, plusieurs coupes sont nécessaires, suivant les plans transversal, frontal et sagittal. Pour effectuer les mesures, les coupes scanners subissent un prétraitement. En effet, les images initiales sont composées des trois couleurs primaires (RGB) : nous transformons dans un premier temps ces clichés en images en niveaux de gris suffisantes pour extraire nos mesures. Des traitements bas-niveau, visant à lisser l'image et éventuellement augmenter sa dynamique, sont également effectués.

La figure 4.16 donne le diagramme synoptique général des traitements effectués sur les coupes scanners. Nous détaillons par la suite les traitements pour chacun des paramètres.

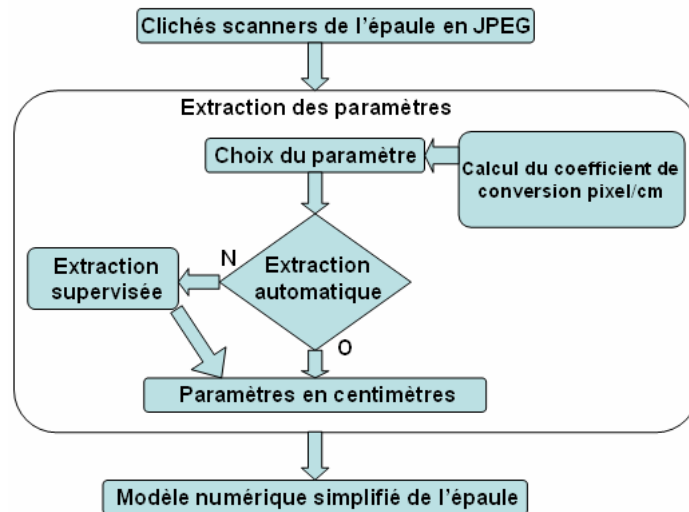


FIG. 4.16: Synoptique du programme d'extraction des paramètres à partir des coupes scanners

Diamètre de la base de la calotte humérale. Le but est ici de mesurer le diamètre de la base de la calotte humérale afin de dimensionner correctement la tête humérale. Quatre étapes, entièrement automatisées, sont nécessaires :

- *Extraction du plan de luminance* : l'image couleur est convertie de l'espace RGB à l'espace HSL duquel nous extrayons le plan de luminance. En effet, la luminance est le plan qui laisse apparaître les meilleurs contrastes pour la majorité des clichés. En sortie, on obtient une image en niveaux de gris.
- *Seuillage* : Cette étape est très importante, elle dépend essentiellement de la qualité de l'image disponible. La réussite du seuillage dépend du contraste de

l'image. Des images avec un faible contraste seront plus difficiles à exploiter. Dans ce cas, il existe des procédés pour améliorer la distribution des niveaux de gris. Une égalisation d'histogramme peut donner d'assez bons résultats. L'histogramme obtenu est monomodal, dont le pic sombre (autour de 50 sur l'exemple de la figure 4.17) correspond aux tissus. Les os apparaissent un peu plus clairs dans l'image, on choisira donc un seuil à partir de la toute fin du pic (dans l'exemple : 70). Comme on peut le constater sur la figure 4.18, le seuillage nous permet d'extraire des zones non-connexes, présentant de nombreux trous, ce qui rend nécessaire des traitements supplémentaires.

- *Opération de morphologie mathématique* : Deux opérations de morphologie mathématique sont nécessaires pour isoler les régions utiles de l'image : le filtrage de particules et le remplissage des trous. La première opération nous permet de supprimer le "bruit" sur l'image seuillée en supprimant toutes les particules ayant une aire inférieure à l'élément structurant utilisé ; elle nous permet d'éliminer les zones extraites par le seuillage qui ne correspondent pas aux os. La deuxième opération permet de remplir toutes les régions "trouées". Enfin, un filtrage de particules est appliqué pour isoler l'os qui nous intéresse (ici : l'humérus) [Serra 88].
- Mesure de distances (et donc du rayon) avec les cartes des distances de Danielsson (voir annexe).

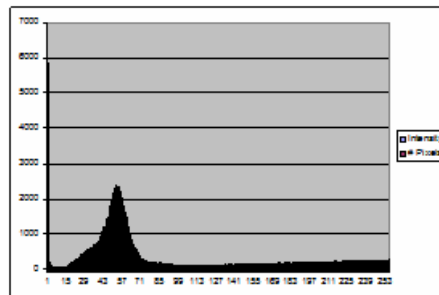


FIG. 4.17: Histogramme de l'image originale issue du scanner

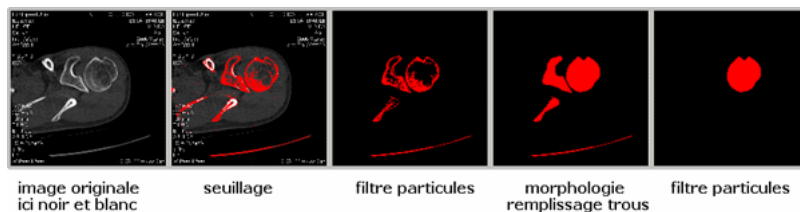


FIG. 4.18: Chaîne de traitement permettant d'isoler la tête humérale

Mesure de la position de l'axe de l'épicondyle par rapport à l'axe de la tête humérale. Cette mesure se fait de façon automatique. Le logiciel fait défiler les coupes scanners du patient tout en leur faisant subir le même traitement que lors de l'extraction du diamètre de la calotte humérale. Par la suite, les cartes des distances de Danielsson nous permettent de déterminer sur toutes les coupes un rayon maximum qui définit le rayon de la tête humérale ainsi qu'un rayon minimum représentant le rayon du cylindre huméral (rayon métaphysaire). On joint les deux centres des deux cercles pour déterminer l'axe de la tête humérale. La dernière image de la série des coupes scanners qui s'arrête au niveau du coude nous permet de définir l'axe de l'épicondyle, cet axe est tracé de façon manuelle (en vert sur la figure 4.19). A l'aide de ces deux droites, l'angle entre l'axe de l'épicondyle et l'axe de la tête humérale est déterminé.

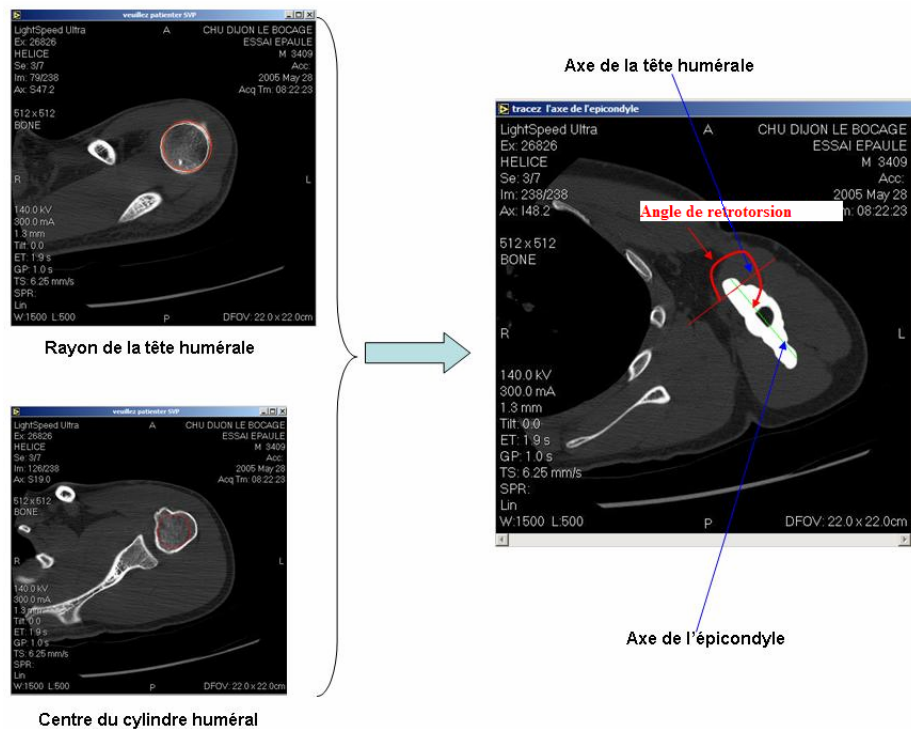


FIG. 4.19: Mesure de la position de l'axe de l'épicondyle par rapport à l'axe de la tête humérale

Orientation de la coulisse bicipitale par rapport à l'axe de l'épicondyle.

La mesure consiste à mesurer l'angle entre le centre de la coulisse bicipitale et l'axe de l'épicondyle, cette mesure se fait de façon automatique. Le logiciel fait défiler les coupes scanners du patient tout en leur faisant subir le même traitement que lors de l'extraction du diamètre de la calotte humérale. Par la suite, les cartes des distances de Danielsson nous permettent de déterminer sur les coupes un cercle de

rayon minimum représentant le rayon du cylindre huméral dont on extrait le centre. On joint ce centre et le centre de la gouttière bicipitale cliqué par le chirurgien. La dernière image de la série des coupes scanners qui s'arrête au niveau du coude nous permet de définir l'axe de l'épicondyle qui est tracé de façon manuelle par le chirurgien. De ces deux droites nous déterminons l'angle d'orientation de la coulisse bicipitale par rapport à l'axe de l'épicondyle (figure 4.20).

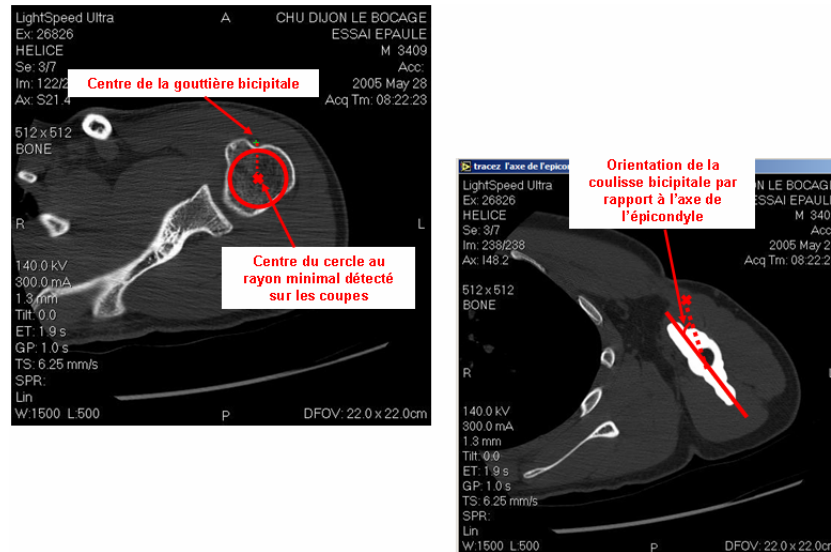


FIG. 4.20: Orientation de la coulisse bicipitale par rapport à l'axe de l'épicondyle

Calcul du décalage entre l'axe de la tête humérale et l'axe de la diaphyse humérale. Cette mesure s'effectue sur des coupes scanner sagittales comme représentées sur la figure 4.21. Le principe de la mesure consiste à tracer trois points qui nous permettent de définir le contour de la tête humérale. Par la suite, deux lignes tracées perpendiculairement au cylindre métaphysaire permettront d'avoir l'axe métaphysaire de l'humérus. La distance entre cet axe et le centre de la calotte humérale représente la mesure désirée.

Angle d'orientation de l'axe du col de l'humérus. Après le choix de quatre points sur la partie inférieure de la tête humérale et sur le cylindre métaphysaire, le système définit l'angle correspondant à la mesure désirée.

Mesure du rayon du cylindre métaphysaire. À partir de radios, on trace une ligne comme sur la figure ci-dessous la moitié de la ligne (cette ligne est détectée grâce à la variation du contraste entre l'os et le tissu environnant) représente le rayon désiré.



FIG. 4.21: Calcul du décalage entre l'axe de la tête humérale et l'axe de la diaphyse humérale



FIG. 4.22: Angle d'orientation de l'axe du col de l'humérus

Calcul du petit rayon de la glène. La mesure consiste à extraire le diamètre et donc le rayon de la glène. Le centre de la glène sera détecté et pourra être utilisé pour la mesure d'autres paramètres. Cette mesure est totalement automatique. En partant d'une omoplate orientée comme dans la figure 4.24. Par la suite, un prétraitement est effectué afin d'isoler la glène. L'algorithme va rechercher les extrémités de celle-ci (points en bleus). Puis à partir de ces extrémités, une droite sera tracée (droite verte). Sur cette droite, le centre sera extrait (point rouge). L'algorithme recherchera le centre de l'omoplate. Ce point sera relié à celui du centre de la droite verte. Ainsi une nouvelle droite sera formée (gris foncé). Sur cette droite un test sera réalisé pour connaître la position du centre réel de la glène. L'algorithme cherchera à déterminer si les points testés (points jaunes) sont sur l'omoplate ou non. Le premier point



FIG. 4.23: Mesure du rayon du cylindre métaphysaire

de test est le premier point jaune sur la droite en bas à gauche, il est au centre de la droite. Le suivant est au tiers de la distance entre ce point et le point rouge délimitant le centre du diamètre de la glène (sur la ligne verte). Puis le second point de test sera au quart de la nouvelle distance, puis le cinquième et ainsi de suite. Cette technique nous permet donc d'augmenter la précision au fur et à mesure que l'on se rapproche du bord de la glène. Enfin lorsque le point du bord réel de la glène a été détecté, le logiciel nous indique le rayon de la glène (une moitié de la ligne blanche).

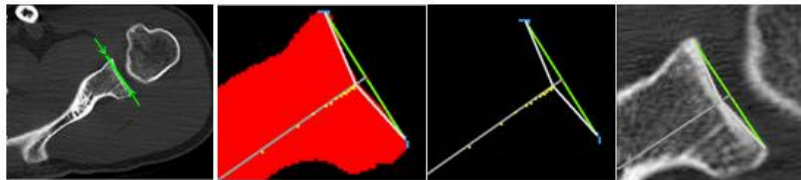


FIG. 4.24: Schématisation de l'extraction du petit rayon de la glène

Calcul de la hauteur glène. Pour effectuer cette mesure on a besoin d'une coupe scanner sagittale comme illustré sur la figure 4.25. Le choix de la coupe scanner se fait de façon supervisée, en cliquant sur deux points, un point sur le bord inférieur de la glène et le deuxième point sur le bord supérieur (base du pied de la coracoïde). Grâce à la conversion pixel/cm préalablement effectuée lors de la calibration, nous obtenons la hauteur de la glène.

Mesure de l'angle du plan de l'acromion et celui de la coracoïde par rapport à l'axe vertical de la glène. Nous avons besoin pour cette mesure

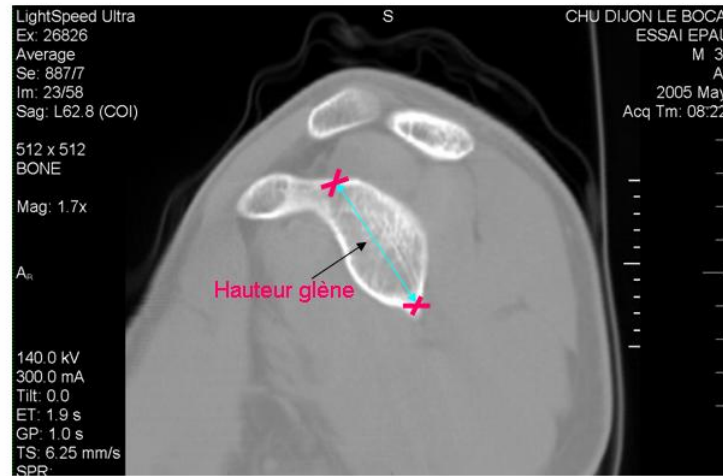


FIG. 4.25: Calcul de la hauteur glène

d'une coupe sagittale préalablement sélectionnée par le praticien. Le principe de cette mesure consiste à tracer la droite définissant le plan vertical de la glène. Par la suite, deux droites représentant le plan de l'acromion ainsi que celui de la coracoïde sont tracés, les angles entre ces deux derniers et le plan de la glène représentent l'angle du plan de l'acromion et celui de la coracoïde par rapport à l'axe vertical de la glène.

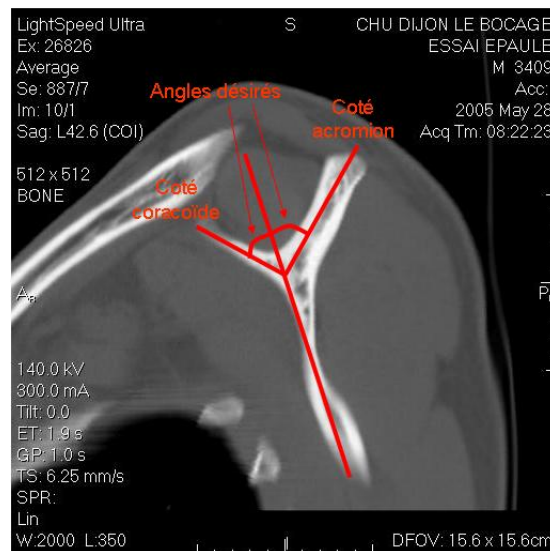


FIG. 4.26: Mesure de l'angle du plan de l'acromion et celui de la coracoïde par rapport à l'axe vertical de la glène

Mesure du petit rayon du cylindre elliptique représentant la coracoïde.

Cette mesure nécessite une coupe frontale de l'épaule. La mesure s'effectue de façon supervisée. Le chirurgien, après avoir sélectionné la coupe idéale pour cette mesure, choisit deux points représentant le petit rayon du cylindre elliptique. La moitié de la distance cliquée représente le petit rayon du cylindre elliptique de la coracoïde. Le même principe peut être utilisé pour mesurer le grand rayon du cylindre elliptique avec une coupe sagittale.



FIG. 4.27: Mesure du petit rayon du cylindre elliptique représentant la coracoïde

Hauteur du plan de l'acromion par rapport au centre de la glène. Avec une coupe sagittale sélectionnée de façon supervisée, on choisit manuellement deux points : un au centre de la glène et l'autre sur l'extrémité postérieure de l'acromion. La distance entre ces deux points représente la hauteur du plan de l'acromion par rapport au centre de la glène (figure 4.28).

Position 3D de l'extrémité de la coracoïde. Avec un choix judicieux des coupes scanners sur deux plans anatomiques que sont les plans sagittal et transversal, nous pouvons extraire les coordonnées 3D de l'extrémité de la coracoïde. Tout d'abord, nous mesurons la position du centre du cylindre représentant la coracoïde par rapport au bas de la glène (figure 4.29a), ensuite nous mesurons toujours par rapport au même repère la coordonnée en Z avec une coupe transversale de l'épaule (figure 4.29b). La conversion pixel/cm issue de la calibration nous permet d'avoir la valeur en centimètres.

Extrémité postérieure de l'acromion. Cette mesure nécessite une coupe sagittale et frontale de l'épaule. Le praticien choisit les coupes les plus représentatives de l'extrémité de l'acromion ainsi que du bas de la glène. De la coupe sagittale, le chirurgien obtient la coordonnée en X (figure 4.30a) et de la coupe frontale il



FIG. 4.28: Hauteur du plan de l'acromion par rapport au centre de la glène

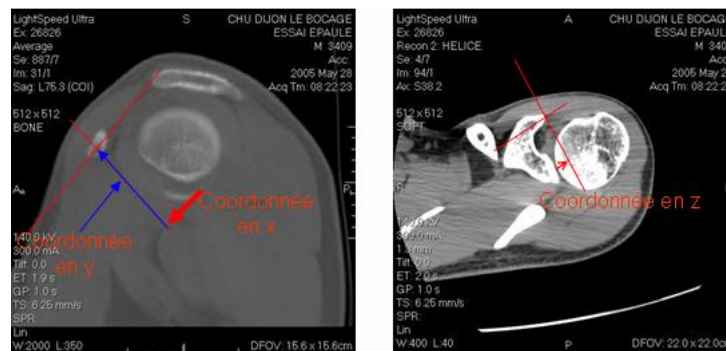


FIG. 4.29: Position 3D de l'extrémité de la coracoïde

obtient les coordonnées en Y et Z (figure 4.30b). La conversion pixel/cm issue de la calibration nous permet d'avoir la valeur en centimètres.

Extrémité antérieure de l'acromion. Deux coupes sont nécessaires pour cette mesure, une coupe sagittale pour l'extraction des coordonnées en X et Y de l'extrémité antérieure de l'acromion par rapport au bas de la glène (figure 4.31a), une autre coupe frontale est nécessaire pour la mesure de la coordonnée en Z (figure 4.31b). La conversion pixel/cm issue de la calibration nous permet d'avoir la valeur en centimètres.

Hauteur de l'espace sous acromial et épaisseur de l'acromion. A partir de la coupe scanner sagittale de la figure 4.32, on choisit l'épaisseur en cliquant sur deux points. L'espace sous acromial se mesure en choisissant les deux extrémités de

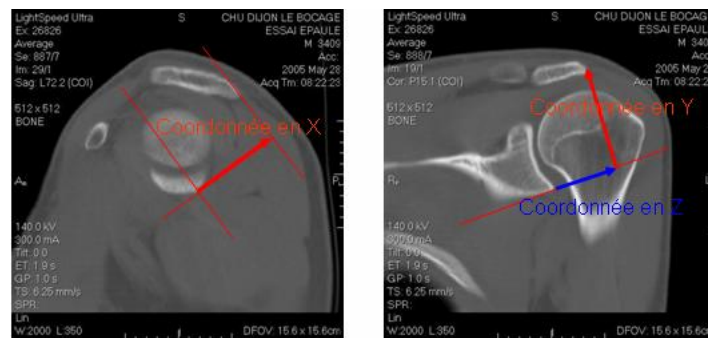


FIG. 4.30: Extrémité postérieure de l'acromion

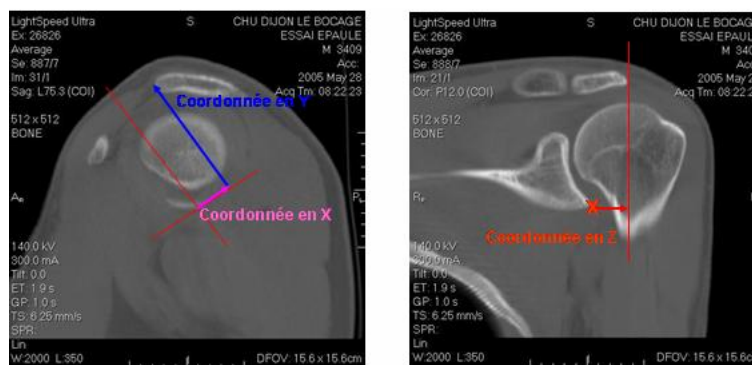


FIG. 4.31: Extrémité antérieure de l'acromion

l'acromion ainsi que la hauteur maximale de l'arc représentant l'acromion, le système définit automatiquement la moitié de la distance entre les extrémités de l'acromion et joint ce point au point de la hauteur maximale de l'acromion. La distance ainsi définie représente la hauteur maximale de l'espace sous acromial.



FIG. 4.32: Hauteur de l'espace sous acromial et épaisseur de l'acromion

Angle d'inclinaison du pilier par rapport à l'axe perpendiculaire à la glène et épaisseur du col de la glène. On effectue cette mesure avec une coupe frontale. On mesure l'angle d'inclinaison du pilier en choisissant deux points sur le pilier et deux autres sur le col de la glène. L'angle entre les deux droites issues de ces quatre points représente l'angle d'inclinaison du pilier par rapport à l'axe perpendiculaire à la glène. Le col de la glène se mesure en traçant une droite qui part du bord inférieur de la glène jusqu'à l'intersection avec la droite passant par le pilier de l'omoplate (figure 4.33).

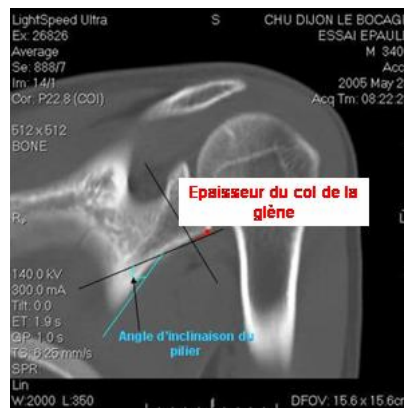


FIG. 4.33: Angle d'inclinaison du pilier par rapport à l'axe perpendiculaire à la glène et épaisseur du col de la glène

Certains paramètres comme la longueur humérale ne peuvent pas être extraits sans des coupes scanners de la totalité de l'humérus. Ce paramètre n'est cependant pas essentiel à la modélisation et au calcul des débattements et n'entrave donc pas la bonne marche du processus.

Espace sous acromial. Cette mesure est effectuée en cas d'utilisation de la mesure des débattements de l'épaule saine. On effectue cette mesure sur un scanner de l'épaule saine du patient (gauche si l'épaule est pathologique et inversement). Après avoir défini une origine du repère au bas de la glène, la mesure s'effectue de la façon suivante :

- on choisit trois points sur la tête humérale (en rouge figure 4.34, à gauche). A partir de ces points, le système trace un cercle et son centre ;
- on prend comme origine du repère le bas de la glène (en vert figure 4.34, à gauche).

De ces deux étapes nous obtenons la projection en X et en Y du centre du cercle noir. Nous choisissons une coupe scanner de vue du dessus. Après avoir refait la même première étape que précédemment avec cette fois un cercle rouge, nous choisissons le même repère nous permettant alors d'obtenir la projection en Z (figure 4.34, à droite).

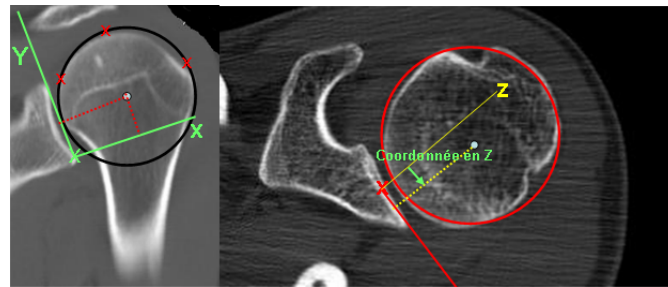


FIG. 4.34: Espace sous acromial

Récapitulatif. L'extraction à partir des coupes scanners permet d'avoir une bonne reconstruction de la partie utile de l'épaule. Les paramètres non extraits n'interviennent pas dans la reconstruction de la partie concernée par les débâtements de l'articulation scapulo-humérale. Le tableau 4.2 synthétise la liste des paramètres et de leurs valeurs par défaut.

Type de paramètres	Liste des paramètres	Valeurs par défauts
Extraits de coupes scanners	Rayon de la base de la calotte humérale	22mm
	Orientation de la coulisse bicipitale par rapport à l'axe de l'épicondyle	45°
	Décalages entre l'axe de la tête humérale et l'axe de la diaphyse humérale	3mm
	Position axe de l'épicondyle par rapport à l'axe de la tête humérale	120°
	Angle d'orientation de l'axe du col	135°
	Rayon du cylindre métaphysaire	7mm
	Hauteur de la glène	31mm
	Largeur de la glène	11mm
	Angle de l'axe de la coracoïde par rapport à l'axe vertical de la glène	30°
	Angle de l'axe de l'acromion par rapport à l'axe vertical de la glène	60°
	Petit rayon du cylindre représentant la coracoïde	2mm
	Position 3D de l'extrémité de la coracoïde	(2mm, 32mm, 15mm)
	Hauteur du plan de l'acromion par rapport au centre de la glène	30mm
	Hauteur de l'espace sous acromial	2mm
	Angle d'inclinaison du pilier par rapport à l'axe perpendiculaire à la glène	45°
	Extrémité antérieure de l'acromion	(20mm, 43mm, 0mm)
	Extrémité postérieure de l'acromion	(19mm, 32mm, -30mm)
Non extraits de coupes scanners	Longueur du pilier	79.3mm
	Longueur humérale	160mm
	Décalage entre les deux cylindres de la glène	1mm
	Grand rayon du cylindre représentant la coracoïde	3.5mm
	Espace sous acromial	(23mm, 17mm, 4mm)

TAB. 4.2: Tableau récapitulatif des paramètres extraits et non extraits à partir des coupes scanners

4.2.2.2 A Partir d'Images Radiographiques

Trois images radiographiques sont nécessaires pour l'extraction des paramètres : une vue de face, une vue de dessus et une vue de côté. Nous disposons d'images radiographiques au format JPEG. Ces radiographies permettent d'extraire les paramètres désirés. L'extraction se fait de façon supervisée et semi-automatique. Les parties composant l'articulation se superposent entre elles, ce qui rend difficile l'extraction automatique des paramètres qui nous intéressent. De plus, la qualité médiocre des luminosités rend les opérations de traitement d'image complexes. Dans ce qui suit nous allons voir quelques exemples d'extraction de paramètres.

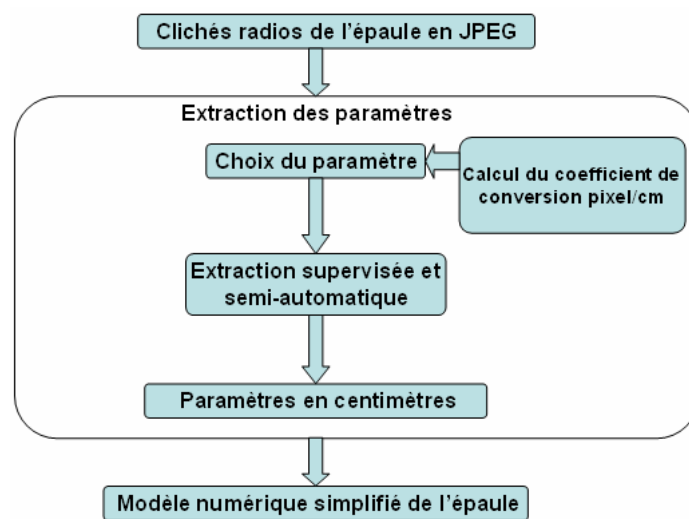


FIG. 4.35: Synoptique du programme d'extraction des paramètres à partir de radiographies

Mesure du rayon de la base de la calotte humérale. Cette mesure sera faite de manière supervisée, c'est-à-dire que l'utilisateur devra cliquer trois points sur le bord de la tête humérale. La mesure du rayon sera effectuée de façon automatique à partir de ces trois points (figure 4.36).

Mesure du rayon cylindre métaphysaire. Cette mesure sera également faite de manière supervisée, l'utilisateur devra tracer une ligne passant sur l'humérus. Le rayon huméral sera la moitié de cette distance, le logiciel d'extraction utilisera la différence de luminosité pour tracer la ligne (figure 4.37).

Hauteur de la glène. Cette mesure sera faite de manière supervisée, l'utilisateur devra cliquer deux points : un point en haut de la glène et un deuxième point sur le



FIG. 4.36: Extraction du rayon de la tête humérale à partir de radios



FIG. 4.37: Mesure du demi-rayon du cylindre métaphysaire

bas de cette dernière. La distance entre ces deux points donnera la hauteur de glène (figure 4.38).

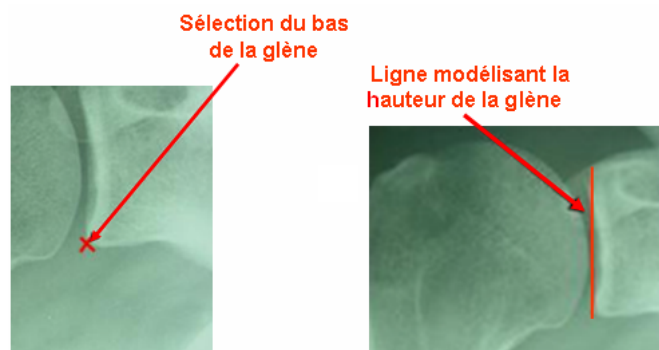


FIG. 4.38: Mesure de la hauteur de la glène

Largeur de glène. Cette mesure s'effectuera de la même façon que précédemment sauf qu'ici on ne choisira plus le bas ou le haut de la glène mais les deux extrémités de cette dernière (figure 4.39).

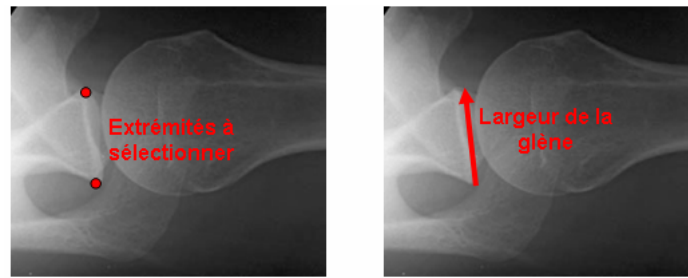


FIG. 4.39: Largeur du cylindre de la glène

Épaisseur du col de la glène. On choisit directement les deux points désirés pour mesurer la longueur du col de la glène (figure 4.40).



FIG. 4.40: Épaisseur du col de la glène (en vert)

Décalages entre l'axe de la tête humérale et l'axe de la diaphyse humérale. Cette mesure consiste à trouver la distance entre le centre de la tête humérale et la droite qui passe par le milieu de l'humérus (figure 4.41, à gauche).



FIG. 4.41: Extraction du décalage entre l'axe de la tête humérale et l'axe de la diaphyse humérale

Tout d'abord, le chirurgien doit cliquer trois points sur le bord de la tête humérale afin d'en déterminer le centre. Il devra ensuite tracer deux droites passant sur l'humérus, le diamètre de l'os sera déterminé automatiquement grâce au contraste

entre ce dernier et le tissu périphérique (figure 4.41, au centre). Comme on peut le voir, le tracé de la ligne rouge s'arrête aux limites de l'humérus, la ligne bleue fera de même lorsque l'utilisateur validera la mesure. A partir du centre de ces deux droites, on tracera une ligne à partir de laquelle on calculera la distance entre cette dernière et le centre du cercle de la tête humérale. Cette mesure n'a besoin que d'une radio vue de face de l'épaule.

Angle d'orientation de l'axe du col huméral. L'objectif de cette mesure est de déterminer l'angle entre le cylindre représentant l'humérus et la tête humérale. On procède en choisissant une droite parallèle à l'axe de l'humérus et une autre droite qui est située sur le cylindre huméral. L'angle entre les deux représente l'angle d'orientation de l'axe du col huméral. Cette mesure n'a besoin que d'une radio vue de face de l'épaule (figure 4.42).

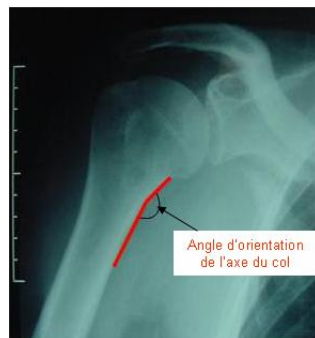


FIG. 4.42: Angle d'orientation de l'axe du col huméral

Mesure de l'angle du plan de l'acromion et celui de la coracoïde par rapport à l'axe vertical de la glène. Pour les deux mesures, on utilise une radio vue de derrière de l'épaule (plan sagittal). L'utilisateur devra tracer une tangente passant par l'épine et la fosse sous scapulaire de l'omoplate, combinée à une tangente passant par le bord spinal de l'omoplate - nous obtenons ainsi l'angle du plan de l'acromion et celui de la coracoïde par rapport à l'axe vertical de la glène (figure 4.43).

Petit rayon du cylindre elliptique représentant la coracoïde. Cette mesure s'effectue de la même manière que celle calculant la hauteur de la glène par simple cliquage de deux points sur chaque extrémité de la coracoïde afin d'en connaître la distance. Pour cela, on a besoin d'une radio vue de dessus de l'épaule (figure 4.44).

Position 3D de l'extrémité de la coracoïde. Cette mesure consistant à avoir une coordonnée 3D d'un point, nécessite d'avoir deux radios, une vue de face et une

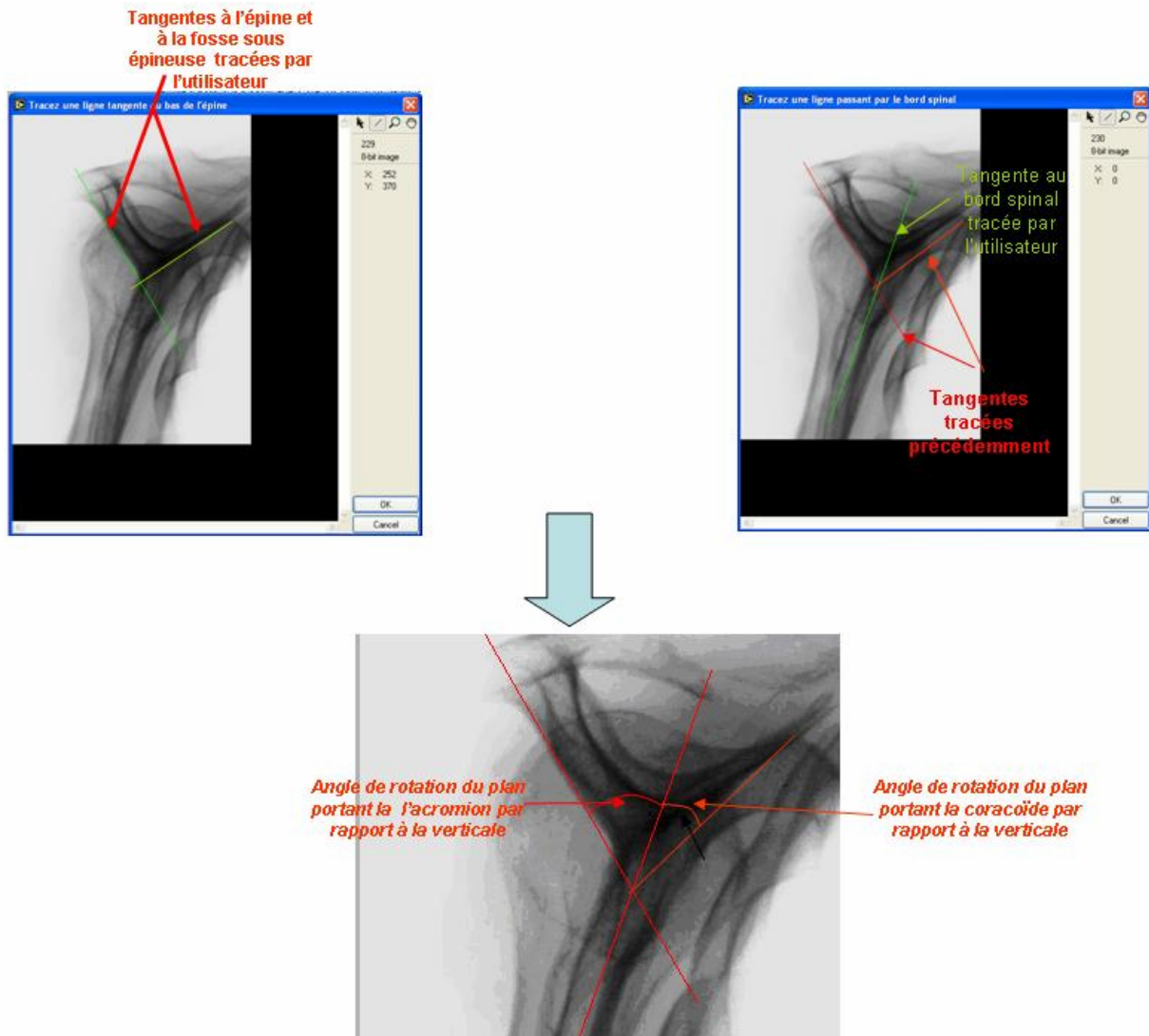


FIG. 4.43: Mesure de l'angle du plan de l'acromion et celui de la coracoïde par rapport à l'axe vertical de la glène

vue de dessus. Après avoir défini l'origine qui sera le bas de la glène ainsi que le point à connaître, à savoir l'extrémité 3D de la coracoïde, l'utilisateur devra partir d'une vue de face (figure 4.45, à gauche) : l'utilisateur devra sélectionner l'origine en cliquant sur le bas de la glène. A partir de ce point, on trace les axes X et Y qui sont respectivement les axes horizontal et vertical (en rouges sur la figure ci-dessus). Par la suite l'utilisateur devra faire de même avec le point à connaître, et à partir de ce dernier on fera une projection sur les deux axes et on calculera la distance entre le point d'origine et le point projeté, ce qui nous donnera la position du point recherché en X et Y . Enfin, en utilisant une vue de dessus de l'épaule



FIG. 4.44: Petit rayon du cylindre elliptique représentant la coracoïde

(figure 4.45, à droite), on définit l'origine du repère de manière indirecte en prenant le milieu de la glène, car on ne peut pas voir sur cette vue le bas de la glène. Pour cela, on demande à l'utilisateur de sélectionner les deux extrémités de la glène à partir desquelles on déduit le point milieu qui sera considéré comme l'origine. A partir de l'origine nous effectuerons les mêmes opérations que précédemment sauf que l'axe vertical ne représentera plus Y mais Z . Il ne reste plus à l'utilisateur qu'à sélectionner l'extrémité de la coracoïde afin de connaître la position de cette dernière en Z .

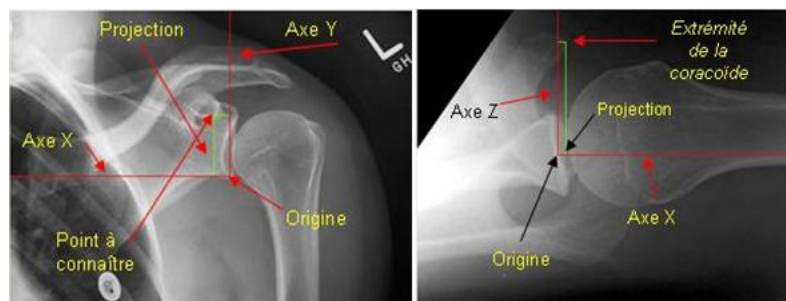


FIG. 4.45: Position 3D de l'extrémité de la coracoïde

Hauteur du plan de l'acromion par rapport au centre de la glène. Cette mesure nécessite une radio de l'épaule vue de dessus. Le praticien devra sélectionner les deux extrémités de la glène, la distance entre le centre de cette dernière et un point défini par l'intersection entre la droite passant par la tangente à la partie basse de l'acromion et il devra faire de même avec une droite passant par la partie interne de l'acromion. Cette opération détermine la mesure désirée (figure 4.46).

Hauteur de l'espace sous acromial (courbure max). En sélectionnant une radiographie vue de face, l'utilisateur devra cliquer sur la partie haute de l'acromion

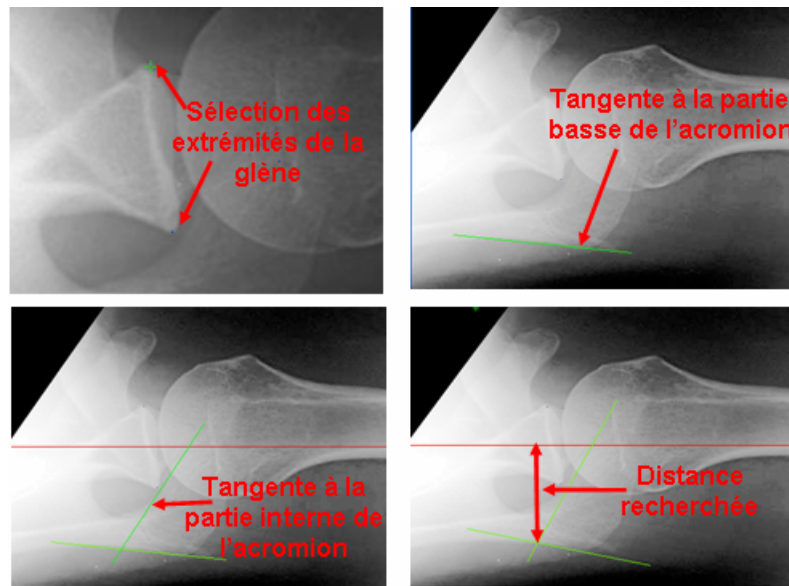


FIG. 4.46: Hauteur du plan de l'acromion par rapport au centre de la glène

(figure 4.47), et cliquer sur deux points situés sur la partie basse de l'acromion. Grâce à une droite tracée entre les deux points situés sur la partie basse de l'acromion, on détermine la perpendiculaire passant par le troisième point. Le calcul de la distance entre le point d'intersection et le point situé sur la partie haute de l'acromion, cette distance correspond à la mesure voulue.



FIG. 4.47: Hauteur de l'espace sous acromial

Angle d'inclinaison du pilier par rapport à l'axe perpendiculaire à la glène. La mesure se fait par le biais d'une vue de face de l'épaule. L'utilisateur devra tracer une ligne le long du pilier (figure 4.48, à gauche). L'angle entre cette ligne et une autre ligne tracée sur le bas de la glène (figure 4.48, à droite) représente l'angle d'inclinaison du pilier par rapport à l'axe perpendiculaire à la glène.

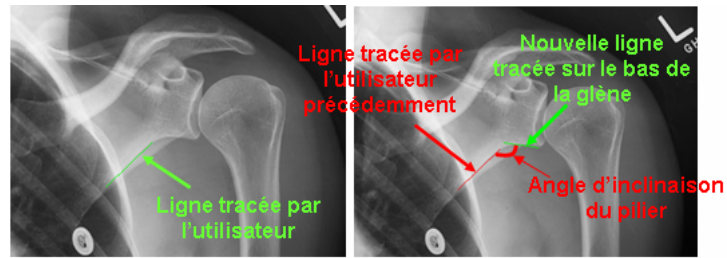


FIG. 4.48: Angle d'inclinaison du pilier par rapport à l'axe perpendiculaire à la glène

Extrémité postérieure de l'acromion. Le déroulement de la mesure est détaillée dans la figure 4.50. Cette mesure a pour but de donner les coordonnées 3D d'un point - il est nécessaire d'avoir deux radios de l'épaule, une vue de dessus l'autre vue de face. L'utilisateur devra sélectionner l'origine sur la vue de face et sur la vue de dessus. Sur la vue de dessus, il devra sélectionner une extrémité de la glène, il fera de même pour l'autre extrémité. Ensuite, il devra tracer la tangente à la partie basse de la glène. Pour finir, il doit tracer la tangente à la partie externe de l'acromion.

Les axes de projection sont définis comme sur la figure 4.49.

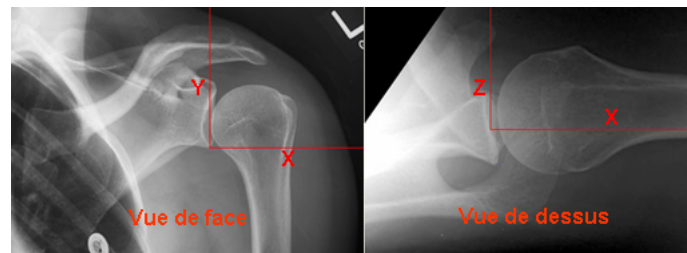


FIG. 4.49: Définition des axes

Mesure de l'extrémité antérieure de l'acromion. Cette mesure a pour but de donner les coordonnées 3D de différents points. Un point définissant l'origine visible sur les deux radios, dans notre cas il s'agira du bas de la glène. Le point à connaître devra être pointé sur les deux clichés. Enfin, deux points à placer sur la vue de dessus, un sur chaque extrémité de la glène afin de déterminer l'origine (figure 4.51).

Certains paramètres tels que la longueur humérale ne peuvent être extraits avec les données actuelles (absence de radios de la totalité de l'humérus). D'autres tels que les positions de la gouttière bicipitale par rapport à l'axe de l'épicondyle et la position de ce dernier par rapport à l'axe huméral ne sont définis qu'avec des coupes scanners.

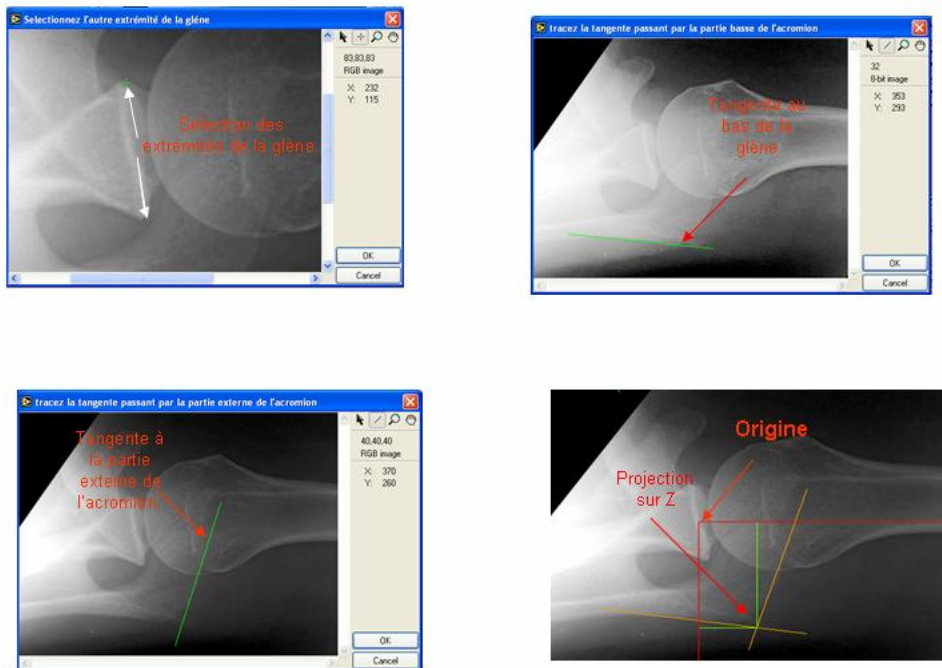


FIG. 4.50: Mesure de l'extrémité postérieure de l'acromion

Espace sous acromial. La mesure se fait de la même manière que lors de l'extraction à partir de coupes scanners (figure 4.52). Avec deux types de radios vue de face et vue de dessus.

Récapitulatif. Les valeurs par défaut des paramètres non extraits par notre logiciel dans le cas de radios peuvent ne pas suffire pour une reconstruction satisfaisante de notre modèle. En effet, la connaissance des valeurs de l'orientation de la coulisse bicipitale par rapport à l'axe de l'épicondyle ainsi que la position de l'axe de l'épicondyle par rapport à l'axe de la tête humérale est primordiale pour avoir un modèle exploitable par le chirurgien. Les autres paramètres n'interviennent pas ou peu dans les mouvements de l'articulation ou bien comme repère du chirurgien lors du processus opératoire. Afin d'avoir les deux informations manquantes, deux solutions sont envisageables. La première consiste à utiliser des images scanner. Cette solution est peu intéressante si l'on souhaite s'affranchir de l'utilisation de scanner car plus onéreuses à obtenir que des radios ; de plus, les chirurgiens souhaitent, par le biais du cliquage, avoir le contrôle du processus d'extraction des paramètres. Une deuxième solution consiste à extraire les informations manquantes lors de l'opération proprement dite. Cette extraction peut se faire aisément par palpation par le chirurgien ; en d'autres termes le chirurgien, lors de l'opération, palpe au niveau du coude, de la gouttière bicipitale et de la tête humérale des points qui serviront à déterminer les deux paramètres non extractable par des radios.

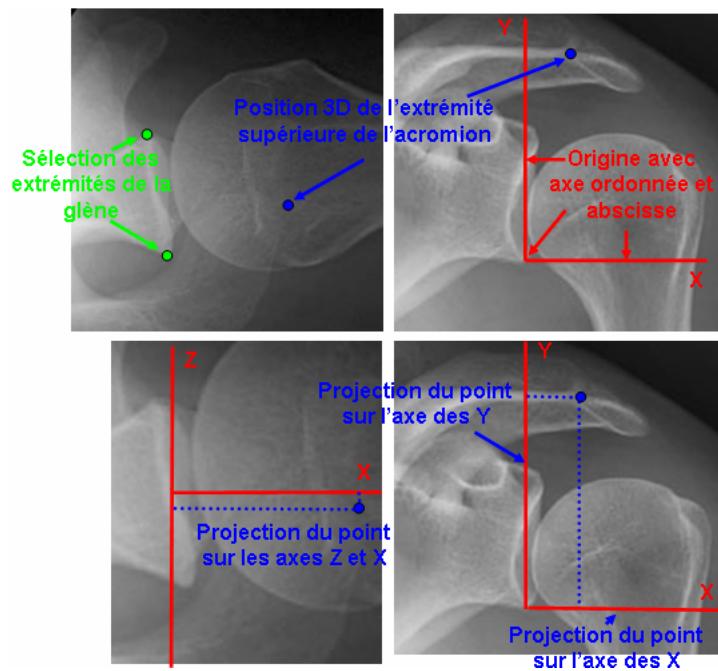


FIG. 4.51: Mesure de l'extrémité antérieure de l'acromion

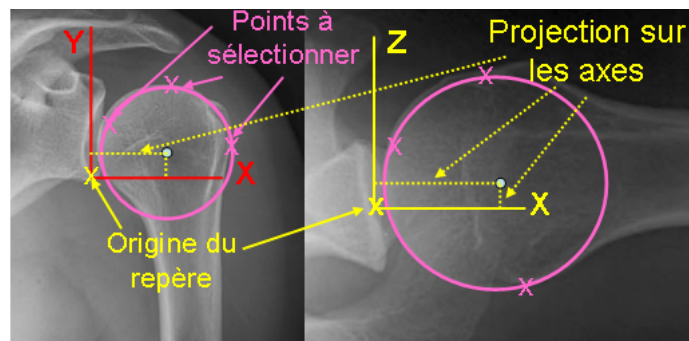


FIG. 4.52: Mesure de l'espace sous acromial

4.2.3 Résultats Expérimentaux

Pour obtenir ces résultats expérimentaux, nous avons numérisé un os en résine, mesuré ses paramètres, puis reconstruit le modèle à formes simples correspondant. Nous comparons ensuite le modèle numérisé (faisant office de vérité terrain) au modèle à formes simples obtenus.

A partir des méthodes précédentes d'extractions, nous allons faire un tableau récapitulatif regroupant les valeurs obtenues sur une épaule scannée ainsi que sur une épaule radiographiée, nous comparerons certaines de ces valeurs avec des travaux de [Demangel 06], d'autres seront comparées à des valeurs théoriques issues de la littérature anatomique.

Type de paramètres	Liste des paramètres	Valeurs par défauts
Extraits de radios	Rayon de la base de la calotte humérale	22mm
	Décalages entre l'axe de la tête humérale et l'axe de la diaphyse humérale	3mm
	Angle d'orientation de l'axe du col	135°
	Rayon du cylindre métaphysaire	7mm
	Hauteur de la glène	31mm
	Largeur de la glène	11mm
	Angle de l'axe de la coracoïde par rapport à l'axe vertical de la glène	30°
	Angle de l'axe de l'acromion par rapport à l'axe vertical de la glène	60°
	Petit rayon du cylindre représentant la coracoïde	2mm
	Position 3D de l'extrémité de la coracoïde	(2mm, 32mm, 15mm)
	Hauteur du plan de l'acromion par rapport au centre de la glène	30mm
	Hauteur de l'espace sous acromial	2mm
	Angle d'inclinaison du pilier par rapport à l'axe perpendiculaire à la glène	45°
	Extrémité antérieure de l'acromion	(20mm, 43mm, 0mm)
	Extrémité postérieure de l'acromion	(19mm, 32mm, -30mm)
	Epaisseur du col de la glène	2.5mm
	Epaisseur de l'acromion	3mm
Espace sous acromial	(23mm, 17mm, 4mm)	
Non extraits de radios	Longueur du pilier	79.3mm
	Longueur humérale	160mm
	Décalage entre les deux cylindres de la glène	1mm
	Grand rayon du cylindre représentant la coracoïde	3.5mm
	Rayon du cylindre représentant l'avant bras	8mm
	Longueur du cylindre représentant l'avant bras	40mm
	Position axe de l'épicondyle par rapport à l'axe de la tête humérale	120°
	Orientation de la coulisse bicipitale par rapport à l'axe de l'épicondyle	45°

TAB. 4.3: Tableau récapitulatif des paramètres extraits et non extraits à partir des images radios

Concernant l'humérus et les paramètres afférents, nous pouvons construire le tableau 4.4. L'épaule étudiée n'est pas la même pour la radio et le scanner.

Type de paramètre	Valeur issue de coupes scanners (mm) et (°)	Valeur issue de radios (mm) et (°)	Valeur issue d'études anatomiques (mm) et (°)
Rayon de la base de la calotte humérale	2.35	2.89	ND
Orientation de la coulisse bicipitale par rapport à l'axe de l'épicondyle	325.54° (épaule droite)	-	ND
Décalages entre l'axe de la tête humérale et l'axe de la diaphyse humérale	0.2	0.54	ND
Position axe de l'épicondyle par rapport à l'axe de la tête humérale	91.19° (épaule droite)	-	ND
Angle d'orientation de l'axe du col	130.13°	144.88°	En général elle est de 135°
Rayon du cylindre métaphysaire	0.90	0.6	ND

TAB. 4.4: Fusion et comparatif entre les valeurs issues de radios, scanners et études anatomiques des paramètres de l'humérus

Pour l'omoplate le tableau 4.5 donne quelques résultats des travaux du paragraphe précédent.

Type de paramètre	Valeur issue de coupes scanners (mm) et (°)	Valeur issue de radios (mm) et (°)	Valeur issue d'études anatomiques (mm) et (°)
Hauteur de la glène	32	39	35.9 (Ecart Type de : 3.9) avec valeur extrêmes variant de 29 à 44.
Largeur de la glène	23	21	25 (Ecart Type de : 3.5) avec valeur extrêmes variant de 20 à 34.
Angle de l'axe de la coracoïde par rapport à l'axe vertical de la glène	45.07°	54.71°	ND
Angle de l'axe de la coracoïde par rapport à l'axe vertical de la glène	45.53°	51°	ND
Petit rayon du cylindre représentant la coracoïde	4.3	4.1	ND
Position 3D de l'extrémité de la coracoïde	25 50 46	33 49 10	Zcorac+Zacromion_sup- Rrayon_corcaoide=46.02- 4.3=41.72*
Hauteur du plan de l'acromion par rapport au centre de la glène	30	25	ND
Hauteur de l'espace sous acromial	2.3	2.5	ND
Angle d'inclinaison du pilier par rapport à l'axe perpendiculaire à la glène	32.33°	38.08°	ND
L'extrémité antérieure de l'acromion	-39.5 -39.5 -0.2	10 55 25	Xcorac+Xacromion_sup- Rrayon_corcaoide=43- 4.4=38.6*
L'extrémité postérieure de l'acromion	6.4 55.3 -29	36 29 32	ND
Epaisseur du col de la glène	5	4.3	3.5 (Ecart Type de : 0.75) avec des extrêmes de 2 à 5.
Epaisseur de l'acromion	7	7.23	ND

TAB. 4.5: Fusion et comparatif entre les valeurs issues de radios, scanners et études anatomiques des paramètres de l'omoplate

Les plans de vues obtenus à partir de radios semblent plus précis que ceux des coupes scanners. L'idéal serait de conserver toutes les extractions faites à partir de radios en y rajoutant les deux mesures à base de scanners que l'on ne peut pas faire avec les radios : les positions de la gouttière bicipitale et l'axe de l'épicondyle par rapport à l'axe huméral.

Il est évident qu'un protocole expérimental plus lourd doit être mis en place pour valider notre dispositif. L'idéal serait de travailler sur cadavres :

1. faire l'acquisition des coupes scanners et des radiographies nécessaires ;
2. reconstruire le modèle à formes simples à partir du logiciel d'extraction ;
3. numériser les os du cadavre à l'aide d'un capteur à triangulation laser ;
4. recalculer le modèle à formes simples et le nuage de points ainsi obtenu.

Bien que la procédure ait été évoquée, nous n'avons eu ni le temps ni les moyens de mettre en place ce protocole.

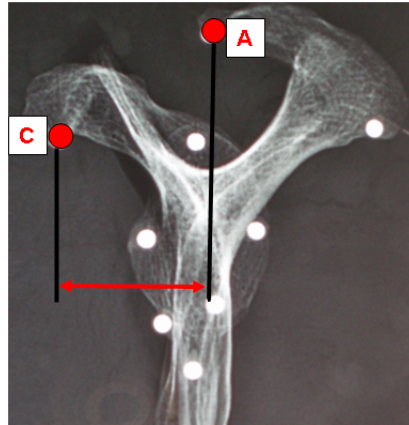


FIG. 4.53: Mesure de la distance de l'axe acromio- coracoïdal (en rouge) selon [Demangel 06]

4.2.3.1 Validation du Modèle

Pour valider notre modèle à base de formes simples, nous avons effectué un recalage entre notre modèle et des modèles d'humérus et d'omoplate issus d'un scanner 3D (nuages de points issus d'os en résine et d'os réel). Ces erreurs sont considérées comme négligeables par le chirurgien du fait qu'elles ne sont pas stratégiques pour l'application. Le recalage a été fait sous le logiciel *Rapidform*, après avoir sélectionné trois points correspondants sur les modèles :

- le bas et le haut de la glène ainsi que l'extrémité antérieure de l'acromion pour l'omoplate ;
- la gouttière bicipitale ainsi que deux points sur la tête humérale.

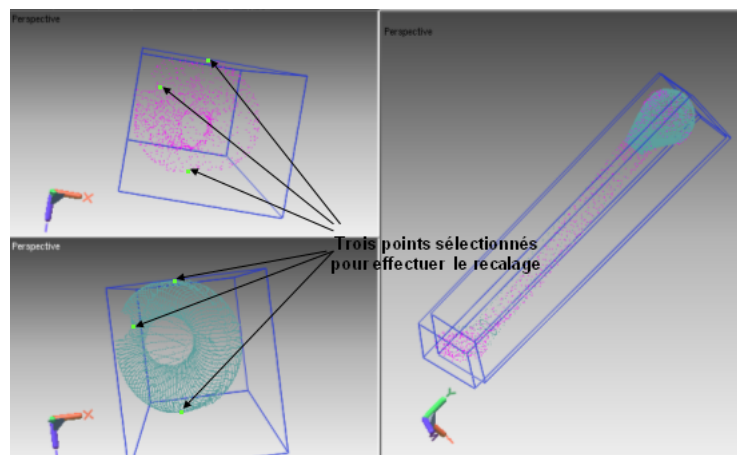


FIG. 4.54: Recalage du modèle à formes simples et du modèle numérisé pour l'humérus

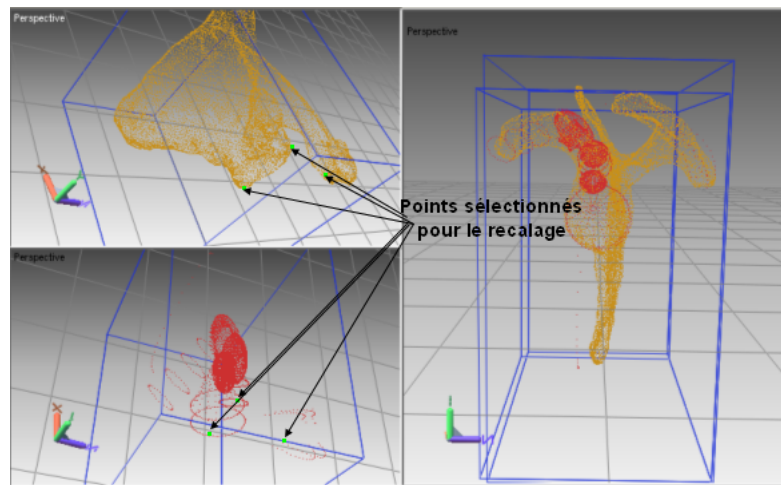


FIG. 4.55: Recalage du modèle à formes simples et du modèle numérisé pour l'omoplate

Nous commentons ci-dessous les mesures d'erreurs calculées.

Pour l'humérus. Nous avons mesuré l'erreur entre un modèle d'humérus et son équivalent avec notre modèle paramétrable. Le tableau 4.6 nous donne la répartition de l'erreur en pourcentage selon des intervalles de 0.5mm, la distribution totale de l'erreur est de 99,99%.

Intervalle de points (mm)	Pourcentage de points y appartenant (%)
de 0 à 0,5	19.24
de 0,5 à 1	17.51
de 1 à 1.5	18.54
de 1.5 à 2	11.19
de 2 à 2.5	7.18
de 2.5 à 3	6.83
de 3 à 3.5	6.51
de 3.5 à 4	4.29
de 4 à 4.5	3.07
de 4.5 à 5	2.03

TAB. 4.6: Répartition de l'erreur entre un humérus scanné et son équivalent à base de formes simples

Comme représenté sur l'histogramme de la figure 4.56 (à droite) nous avons une erreur maximale de 4mm, la zone représentant cette erreur se situe en dehors de la zone d'intérêt lors du processus opératoire. La moyenne de l'erreur se situe à environ 1.5mm. Sur la figure 4.56 (à gauche) où le modèle à forme simple est représenté par

son nuage de points en couleur blanche, nous remarquons que l'erreur au niveau de la tête humérale se situe aux alentours de 1mm ; ce qui est acceptable.

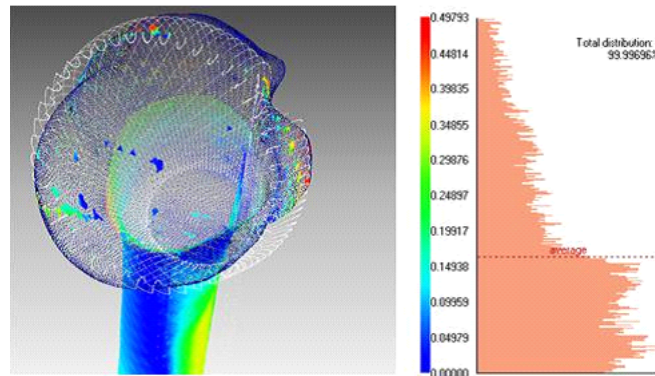


FIG. 4.56: Vue sur l'erreur au niveau de la tête humérale et histogramme de l'erreur au niveau de la totalité de l'humérus

Pour l'omoplate. Nous avons mesuré l'erreur entre un modèle d'omoplate et son équivalent avec notre modèle paramétrable. Le tableau 4.7 nous donne la répartition de l'erreur en pourcentage selon des intervalles de 0.5mm, la distribution totale de l'erreur est de 99,97%.

Intervalle de points (mm)	Pourcentage de points y appartenant (%)
de 0 à 0,5	14.66
de 0,5 à 1	12.75
de 1 à 1.5	12.01
de 1.5 à 2	10.78
de 2 à 2.5	11.63
de 2.5 à 3	8.88
de 3 à 3.5	7.01
de 3.5 à 4	6.50
de 4 à 4.5	5.92
de 4.5 à 5	6.8

TAB. 4.7: Répartition de l'erreur entre une omoplate scannée et son équivalent à base de formes simples

Comme représenté sur l'histogramme de la figure 4.57 (à droite) nous avons une erreur maximale de 4mm, la zone représentant cette erreur se situe en dehors de la zone d'intérêt lors du processus opératoire. La moyenne de l'erreur se situe à environ 2mm. Sur la figure 4.57 (à gauche) où le modèle à forme simple est représenté par son nuage de points en couleur blanche, nous remarquons que l'erreur au niveau de la zone d'intérêt se situe aux alentours de 2mm ; ce qui est raisonnable.

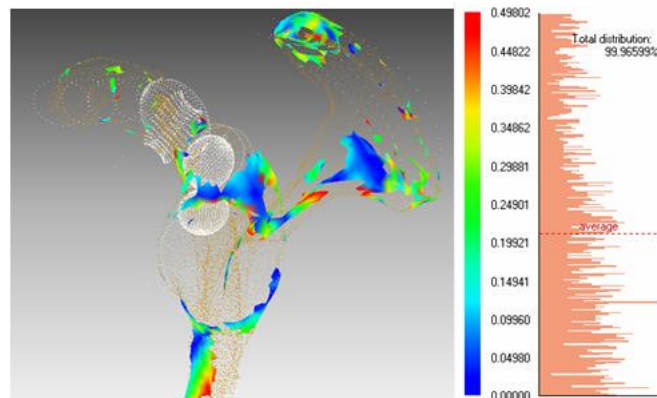


FIG. 4.57: Vue sur l'erreur au niveau de la zone d'intérêt lors du processus opératoire de l'omoplate et histogramme de l'erreur au niveau de la totalité de l'omoplate

4.3 Intégration de la Maquette Numérique de la Prothèse

Les pièces de la prothèse Duocentric inversée, créées par le bureau d'études de SGM, sont exportées sous OpenGL. Elles sont alors positionnées le long de l'axe x de manière à obtenir une vue éclatée de la prothèse. On définit alors la position de chaque pièce comme position initiale. Les repères de chaque pièce ayant été placés judicieusement, il ne reste plus qu'à les déplacer dans l'ordre du montage en spécifiant leur position par rapport à la pièce précédente. Le repère de la duoglene ayant été placé au centre de la sphère, il servira de centre à la liaison rotule.

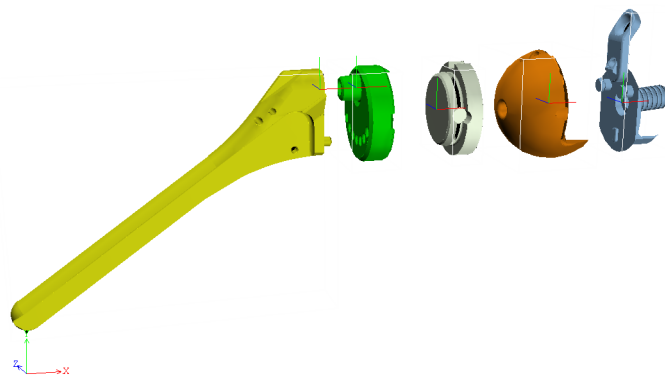


FIG. 4.58: Mise en place de la prothèse inversée

4.3.1 Assemblage de la Prothèse

Les éléments sont placés de telle manière qu'ils peuvent être assemblés par simple translation sur l'axe horizontal, donc par simple modification de la position sur cet axe de chaque objet.

L'assemblage de la prothèse se fait par l'intermédiaire de la librairie de collision *ColDet* développée par Photon Effect. Avant de pouvoir assembler les éléments, il faut affecter à chacun d'eux deux triangles. La figure 4.59 illustre comment doivent être placés ces triangles sur la platine humérale et sur l'insert huméral.

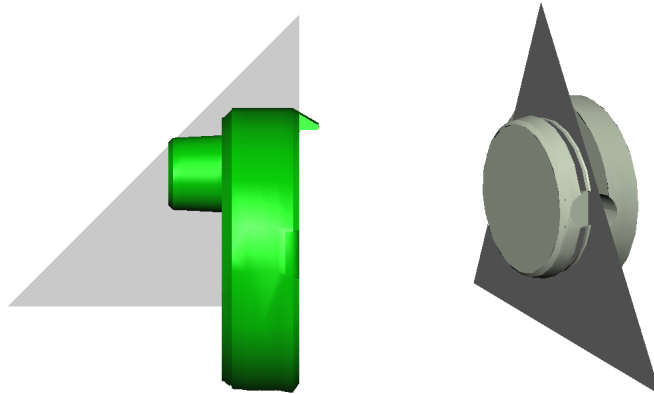


FIG. 4.59: Triangle gauche affecté à la platine humérale et triangle gauche affecté à l'insert huméral

Le principe est le même pour tous les éléments de la prothèse : le triangle droit est un triangle rectangle dont l'un des côtés délimite l'extrémité droite de l'élément, et le triangle gauche doit se situer dans le même plan que l'extrémité gauche de l'élément. A noter que l'on n'affecte pas de triangle gauche à la tige humérale et pas de triangle droit au support glène. Le support glène ne possède pas non plus de triangle gauche, celui-ci étant remplacé par un maillage reprenant la forme de la partie verticale du support.

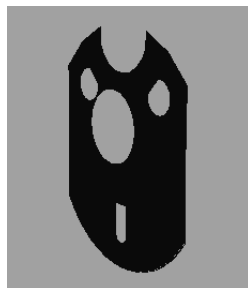


FIG. 4.60: Maillage affecté au support glène

L'assemblage de la prothèse se réalise de droite à gauche et s'effectue de la manière suivante : considérons que nous devons maintenant placer la platine humérale, ce qui implique que l'insert huméral est déjà bien placé. Tant qu'il n'y a pas de collision entre le triangle droit de la platine et le triangle gauche de l'insert, on translate la platine vers la droite. Dès qu'une collision est détectée, on translate ensuite la platine vers la gauche, et ce tant qu'elle est détectée. L'application de ce principe à tous les éléments de la prothèse permet d'obtenir l'assemblage de la prothèse. La prothèse est assemblée de telle manière qu'elle reste mobile (seuls le support glène et la duoglène restent fixes).



FIG. 4.61: Prothèse assemblée

4.4 Simulation Chirurgicale Pré-Opératoire

Nous avons, dans la section 3.2.4.2, décrit les étapes de la technique opératoire pour le placement d'une prothèse inversée. Nous reprenons ces étapes une à une dans le monde virtuel cette fois.

4.4.1 Etape 1 : Préparation de l'Humérus

On simule la coupe de la tête humérale pour le placement de la tige humérale. Le menu est composé de plusieurs parties nommées 1 à 4 sur la figure 4.62 :

1. Cette partie permet de régler l'axe de perçage qui est représenté par une droite de couleur jaune.
2. Cette partie du menu permet de régler le plan de coupe qui est en rouge.
3. Grâce à un menu déroulant on peut choisir dans la gamme des trois modèles de tige inversée de la DUOCENTRIC® inversée.
4. Ce dispositif de contrôle de la caméra à l'aide de boutons se retrouve sur l'ensemble des boîtes de dialogue de l'application (avec parfois quelques variations de mise en forme) et possède un fonctionnement assez intuitif. On peut noter la présence d'un bouton de remplacement de la caméra à sa position initiale.

Lors du placement de la tige humérale le praticien a en simultanément l'angle de l'axe de la tige humérale par rapport à l'axe du cône métaphysaire (l'axe du cône métaphysaire est axe défini par les deux centres des cercles se trouvant à l'extrémité de la Bézier), voir figure 4.63. Une fois le choix du plan de coupe effectué, nous obtenons le résultat de la figure 4.64. La tige humérale prend la couleur rouge si elle n'est pas bien installée ou bien si elle n'est pas tout à fait à l'intérieur de l'humérus. Une fois qu'elle est bien installée, elle prend la couleur verte comme dans la figure 4.64. Un plan de clipping est ici utilisé pour éliminer la partie découpée de l'humérus. Cette technique ne permet néanmoins pas d'éliminer du maillage de l'humérus les sommets (et donc les facettes) qui appartiennent à la partie découpée. Il faut donc, après que l'utilisateur ait validé les paramètres de coupe, effectuer des transformations sur le maillage des trois figures géométriques qui composent la tête humérale (à savoir une portion de sphère, la cyclide de Dupin et une jointure à base de courbes de Bézier). Les transformations consistent à convertir les maillages dans le repère de la tête humérale, à traduire les points se trouvant dans la partie découpée de l'humérus de telle manière qu'ils se trouvent dans le plan de coupe tout en s'assurant qu'ils appartiennent à l'enveloppe du nouvel humérus, et reconverter les maillages dans leurs coordonnées d'origine.

Ces transformations permettent une mise à jour du modèle de collision, mais le résultat visuel au niveau du plan de coupe n'est pas satisfaisant. Pour contourner ce problème, toutes les figures composant la tête humérale sont dupliquées : la première figure sera déformée et servira de maillage au modèle de collision, et la seconde restera inchangée et sera utilisée pour avoir un affichage propre (en utilisant un plan de clipping).

Un problème subsiste néanmoins : l'humérus modélisé étant creux, on observe un trou au niveau de la région de l'humérus où s'est effectuée la coupe. Pour palier ce problème, la librairie de collision *ColdDet* a été utilisée. L'idée est de placer un cercle (de rayon supérieur à celui de la tête humérale) dans le plan de coupe et d'utiliser, pour chaque point du cercle, la fonction de détection d'intersection entre un rayon et un modèle de collision : si une intersection est détectée, on récupère les coordonnées du point d'intersection et on les affecte au point considéré du cercle. On obtient ainsi un polygone que l'on pourra utiliser pour remplacer la partie coupée de l'humérus.

Une fois la coupe effectuée, on passe au travail de la glène.

4.4.2 Etape 2 : Travail de la Glène

En jaune sur la figure 4.63, on a l'axe de perçage du pin's 1 et en vert l'axe de perçage du pin's 2, ce dernier va être utilisé après fraisage de la glène par le fantôme 2. Ce dernier pourra ensuite être tourné suivant l'axe du pin's 2 tout en se repérant par rapport au pied de la coracoïde.

Lorsque cette étape est validée par l'utilisateur, la glène est travaillée et le support est remplacé. Le travail effectué sur la glène peut être assimilé à une intersection entre

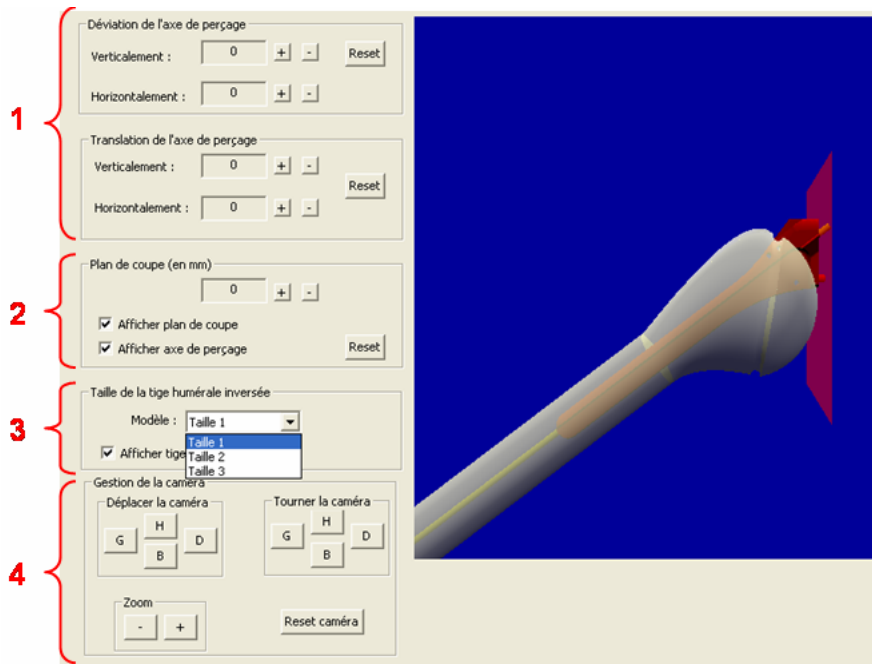


FIG. 4.62: Interface utilisateur pour l'opération de découpe de la tête humérale

le gros cylindre et gros cône de la glène et un cylindre fictif orienté suivant l'axe de perçage du support glène. Pour ce faire, la librairie de collision *ColDet* a été utilisée.

Le principe est de récupérer les sommets constituant le maillage du grand cylindre et du gros cône pour ensuite convertir leurs coordonnées dans le même repère que le cylindre associé au support glène. On calcule ensuite le centre des faces avant et arrière du grand cylindre, et on teste pour chaque sommet l'intersection entre le cylindre associé au support glène et le segment défini par le sommet en question et le centre de la face avant ou arrière. Si une intersection est détectée, on récupère, à l'aide d'une fonction de la librairie *ColDet*, les coordonnées du point d'intersection, coordonnées que l'on affecte au sommet considéré. Lorsque tous les sommets ont été traités, on convertit leurs coordonnées dans le repère initial du grand cylindre.

4.5 Simulation de Débâtements

4.5.1 Débâtements sans Prothèse

Dans cette partie les débâtements de l'épaule saine sont mesurés grâce à un système de détection de collision entre certaines parties de l'humérus et d'autres parties de l'omoplate comme l'acromion et la coracoïde. Pour ce faire, l'utilisation d'une librairie de gestion de collisions comme *ColDet* était toute indiquée. Nous commencerons par brièvement présenter cette librairie. Nous donnons ensuite quelques

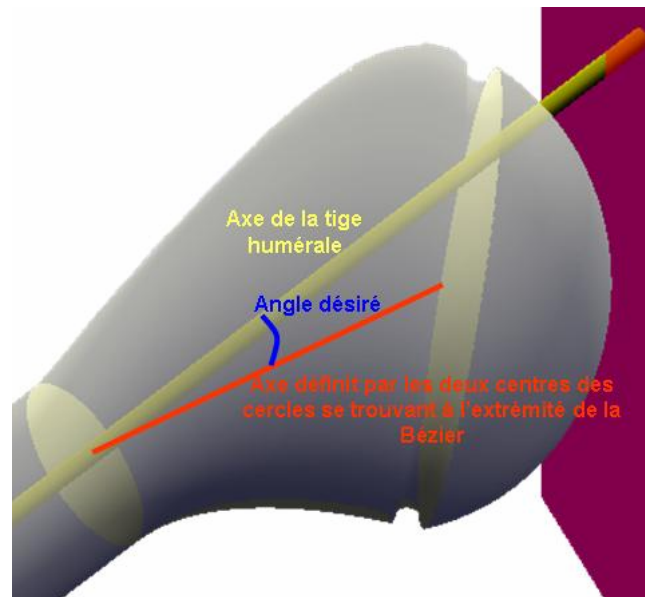


FIG. 4.63: Angle entre l'axe de la tige humérale et l'axe du cône métaphysaire

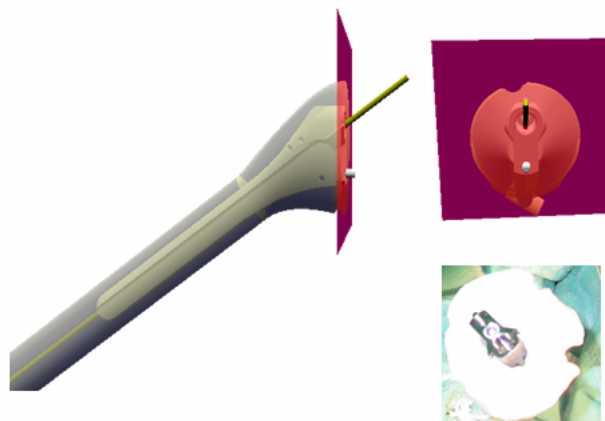


FIG. 4.64: Résultat obtenu lors d'une découpe de la tête humérale suivant le plan en rouge et l'axe de perçage en jaune

détails d'implémentation de cette librairie.

4.5.1.1 Présentation de la Librairie ColDet

La librairie ColDet est le résultat d'un effort fourni dans le but de proposer une librairie gratuite de gestion de collisions entre des polyèdres génériques. Son utilisation est surtout orientée vers les jeux 3D où les collisions entre objets complexes sont fréquentes. Les caractéristiques affichées de cette librairie permettent de répondre complètement à nos besoins en termes de calcul de débattements :

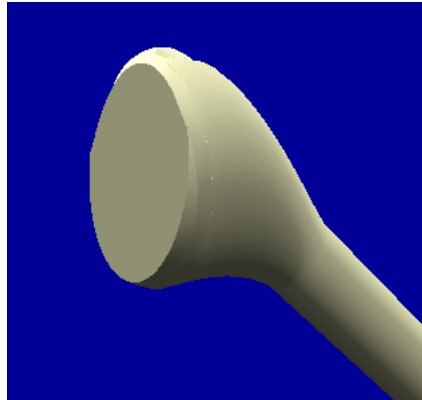


FIG. 4.65: Polygone de remplacement de la partie coupée de l'humérus

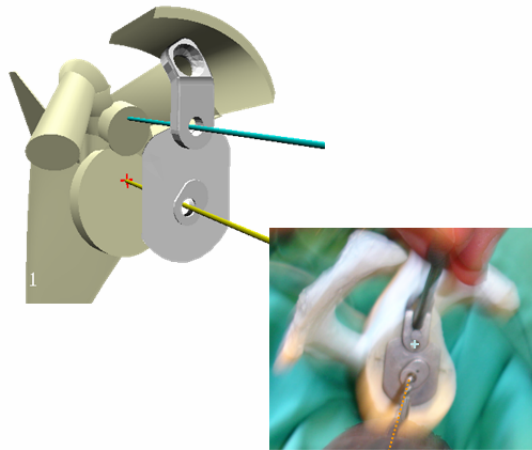


FIG. 4.66: Placement des trous pour le pin's 1 et pin's 2 suivant le fantôme 1

- elle fonctionne avec n'importe quel modèle 3D, même une soupe de polygones ;
- elle est totalement portable (fonctionne sous Windows comme sous Linux) ;
- elle permet l'utilisation de boîtes englobantes pour une détection rapide ;
- elle permet l'utilisation de tests d'intersections entre triangles ;
- elle fournit le point exact de collision et les deux triangles qui s'intersectent ;
- elle offre la possibilité d'utiliser un *timer*, pour limiter le temps de détection ;
- elle permet des tests de collision modèle-modèle, rayon-modèle, segment-modèle et sphère-modèle ;
- elle comprend des primitives de tests de collision sphère-sphère et rayon-sphère ;
- elle est disponible sous la licence GNU².

²Licence adoptée en tant que document définissant le mode d'utilisation, donc d'usage et de diffusion, par de nombreux auteurs de logiciels libres. La principale caractéristique de la GPL GNU

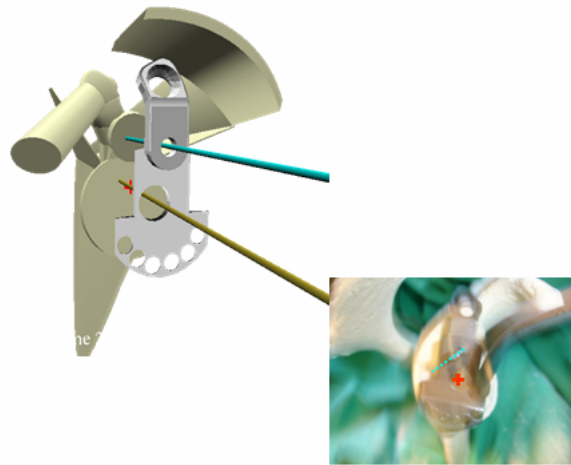


FIG. 4.67: Utilisation du fantôme 2 pour le placement du support glène après avoir travaillé le bas de la glène



FIG. 4.68: Travail du bas de glène et placement du support glène avec un choix entre les tailles S et M

Performances. Un test effectué sur un P-II 350 Mhz avec deux modèles d'avions (3186 polygones pour l'un et 4812 pour l'autre) a révélé, dans le pire des cas, un temps de réponse de 6ms, ce qui est tout à fait correct car imperceptible dans le cadre de l'application développée.

Fonctionnement de la librairie. Nous précisons ici quelques points sur le fonctionnement de la librairie : la construction du modèle de collision et la détection de collision entre deux objets.

est le *copyleft* qui consiste à "détourner" le principe du *copyright* (ou droit d'auteur) pour préserver la liberté d'utiliser, d'étudier, de modifier et de diffuser le logiciel et ses versions dérivées.

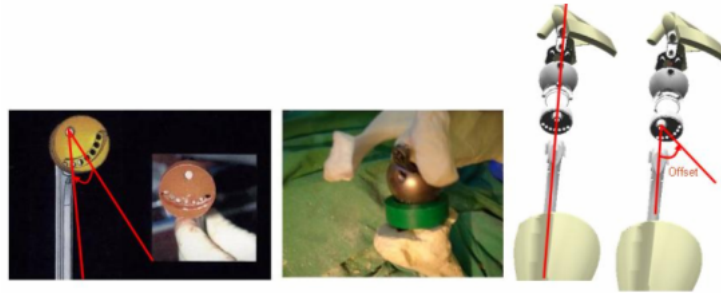


FIG. 4.69: Simulation de l'offset de l'insert huméral

Construction d'un modèle de collision 3D. Lorsque l'on veut utiliser la librairie ColDet pour tester les collisions entre des objets, il est nécessaire de les représenter sous la forme d'un modèle 3D, c'est-à-dire d'un ensemble de triangles. Avec ColDet, un tel modèle est représenté par un pointeur sur un objet de type CollisionModel3D. L'ajout d'un triangle au modèle se fait en prenant en paramètres les coordonnées des points constituant le triangle en question.

Lorsque tous les triangles ont été ajoutés, il est nécessaire de finaliser le modèle afin que ceux-ci soient organisés de telle manière que le test de collision soit le plus rapide possible (le fonctionnement de ColDet est basé sur l'utilisation d'OBB-Trees).

Détection d'une collision entre deux objets. Avant de pouvoir tester s'il y a collision entre deux objets, il est nécessaire d'attribuer à chaque modèle 3D une matrice de transformation 3D en coordonnées homogènes afin de pouvoir le situer dans l'espace. Notre projet étant basé sur l'utilisation d'OpenGL comme système de représentation visuelle, il est très facile de récupérer la matrice de transformation courante. Par conséquent, une manière très pratique de mettre à jour les modèles 3D d'une scène est de créer une fonction identique à la fonction de dessin, mais en remplaçant les appels à la fonction de dessin des objets par des appels aux fonctions de récupération de la matrice courante.

Lorsque tous les modèles 3D sont à jour, il est possible de tester les collisions entre les objets. La librairie ColDet intègre un certain nombre de primitives de détection de collision, mais seules trois d'entre elles ont été utilisées dans le projet. Ces fonctions sont les suivantes :

- test de la collision entre deux modèles 3D ;
- test de l'intersection entre un rayon et un modèle 3D ;
- récupération du point de collision (après un appel valide à l'une des deux fonctions précédentes).

Les nombreux paramètres de ces fonctions n'étant pas toujours très simples à manipuler, dans notre programme nous avons ajouté deux autres fonctions qui font appel aux fonctions ci-dessus et qui testent respectivement, avec un nombre de paramètres limité, la collision entre deux modèles 3D et l'intersection entre un modèle 3D et un

segment défini par deux points.

Limites. Malgré le fait qu'elle soit simple à utiliser et performante, la librairie ColDet présente néanmoins quelques limites.

Tout d'abord, si la librairie permet d'utiliser les fonctions `glTranslatef` et `glRotatef` incluses dans OpenGL, elle ne permet pas l'utilisation de la fonction `glScalef`. Ce problème peut néanmoins être contourné en incluant une fonction de mise à l'échelle des points du maillage constituant un objet.

Par ailleurs, il a parfois été observé un petit problème technique qui peut être relativement gênant : lorsque l'on veut tester l'intersection entre un modèle de collision et un rayon, il arrive parfois qu'aucune intersection ne soit détectée quand le rayon passe exactement entre deux triangles du modèle 3D.

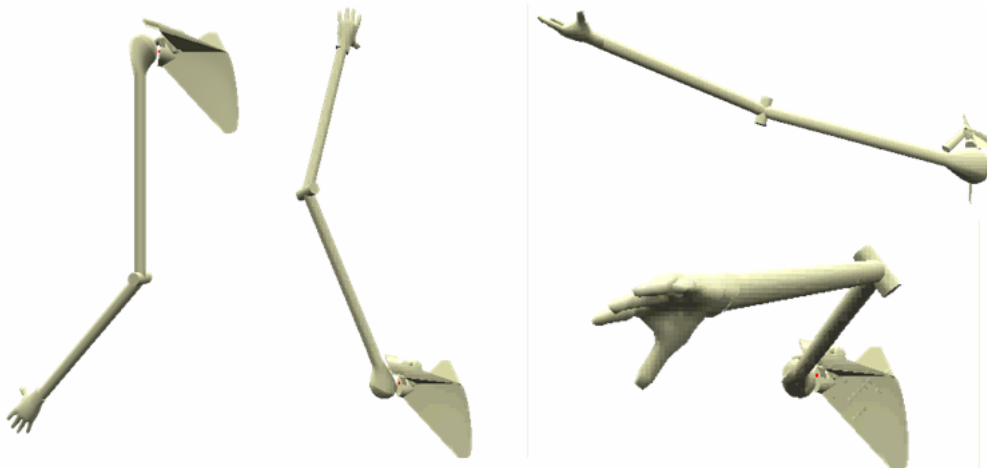


FIG. 4.70: Différents débattements d'une épaule saine

4.5.2 Débattements avec la Prothèse

Nous avons obtenu ces différents mouvements de l'épaule prothésée grâce au système de détection de collision préalablement défini dans la section 4.5.1. La mesure des débattements est basée sur la détection des collisions entre les parties fixes liées à l'omoplate (glène, acromion, coracoïde, duoglène et support glène) et les parties mobiles liées à l'humérus (humérus, insert huméral et platine humérale). Afin de pouvoir bénéficier d'une totale liberté de rotation de la prothèse et éviter le gimbal lock (perte d'un degré de liberté), les quaternions ont été préférés aux angles d'Euler. Les angles d'Euler ont quelques défauts dus à l'ordre dans lequel sont réalisées les rotations. Les quaternions solutionnent ce problème. Au lieu de tourner un objet via une série de rotations successives, les quaternions permettent de tourner l'humérus autour d'un axe arbitraire et d'un angle quelconque. La rotation est néanmoins

toujours réalisée par des calculs matriciels. Néanmoins, au lieu de multiplier les matrices ensemble comme pour les angles d'Euler, les quaternions les représentants sont multipliés. Le résultat final est reconverti en la matrice désirée. Les quaternions offre aussi l'avantage de permettre l'interpolation. Ceci permet des rotations plus souple et plus réaliste. Dans l'exemple de la figure 4.12, l'abduction de l'épaule prothésée est stoppée par la collision entre l'insert huméral et le support glène.

Pour l'ante pulsion le mouvement de l'humérus est stoppé par une détection de collision entre l'humérus et la coracoïde.

De même pour le mouvement de rétro pulsion où l'humérus est bloqué par l'acromion.

Lors du mouvement de rotation interne, la rotation de l'humérus prothésée est stoppée par une collision entre l'omoplate et l'insert huméral.

Enfin, lors du mouvement de rotation externe la détection entre l'humérus et l'omoplate intervient au niveau du pilier.

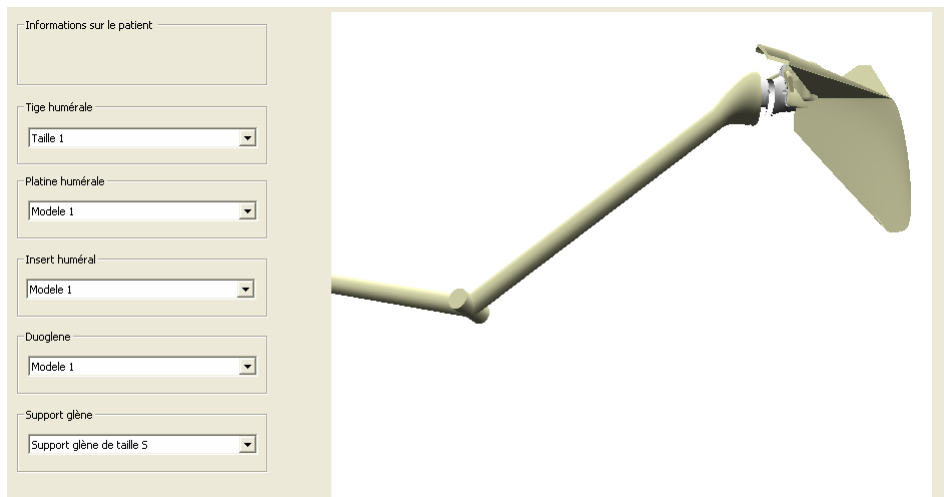


FIG. 4.71: La prothèse DUOCENTRIC® inversée montée et l'interface de mesure des débattements correspondants

4.5.3 Résultats Expérimentaux

Dans cette partie, le chirurgien a la possibilité de choisir quatre scénarios que l'on peut éventuellement modifier selon les différentes tailles des implants prothétiques ou de la position du plan de coupe de la calotte humérale. Une comparaison avec les débattements d'une épaule saine permettra de choisir le meilleur scénario possible permettant d'approcher au maximum les angles de débattement d'une épaule normale sachant qu'elle ne seront pas identique du fait de l'absence du tronc et des muscles et tendons. Une fois avoir construit tous les scénarios et les avoir

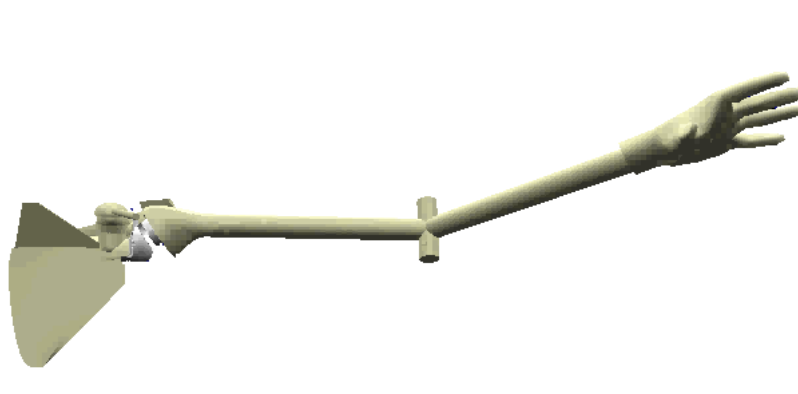


FIG. 4.72: Mouvement d'abduction avec une épaule prothésée

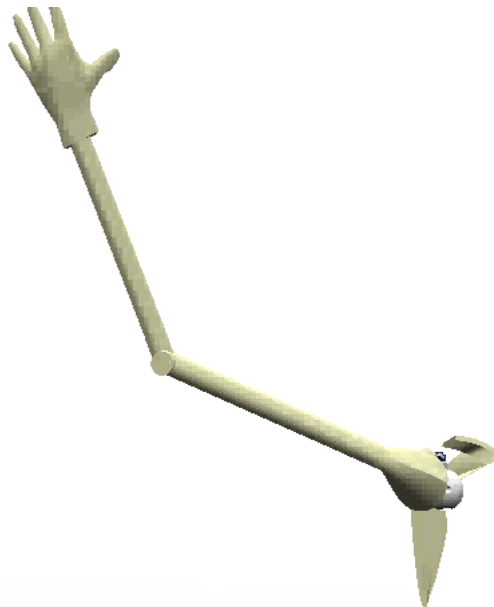


FIG. 4.73: Mouvement d'ante pulsion d'une épaule prothésée

comparés, le praticien peut sauvegarder les scénarios qu'il souhaiterait reproduire en per-opératoire.

Une comparaison des angles de débattement selon différents cas est résumée dans le tableau 4.8.

Dans la section précédente nous avons présenté un tableau comparatif entre différents cas. Nous constatons une différence de valeur entre les différents débattements. L'erreur est due au fait que ces différents mouvements de l'épaule utilisent les divers muscles et tendons comme un effet ressort afin de freiner les mouvements. L'absence d'une représentation du tronc peut elle aussi justifier cette différence. En effet lors des débattements d'une épaule saine, cette articulation utilise la totalité des ses

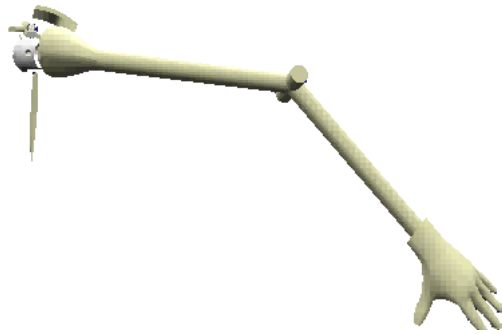


FIG. 4.74: Mouvement de rétro pulsion d'une épaule prothésée



FIG. 4.75: Mouvement de rotation interne d'une épaule prothésée

muscles et tendons qui ne sont pas représentés avec notre simulateur.

4.6 Vers un Système de Guidage Per-Opérateur

4.6.1 Introduction

Après avoir construit notre modèle simplifié de l'épaule à partir de données médicales du patient et une fois le ou les scénarios choisis en préopératoire, le processus per-opératoire peut alors commencer. Le logiciel mis en place peut être intégré dans un dispositif de réalité virtuelle pour le guidage du geste chirurgical du chirurgien orthopédiste. Dans cette section nous allons essayer d'expliquer le principe de fonc-



FIG. 4.76: Mouvement de rotation externe d'une épaule prothésée

tionnement du matériel constituant ces systèmes où, contrairement aux systèmes robotisés, l'aide apportée au chirurgien se limite à rendre possible la comparaison entre la stratégie réalisée, position de l'outil chirurgical, la stratégie idéale, la position optimale définie lors de la planification que nous avons vu dans les sections précédentes. Dans ces systèmes, le chirurgien est le seul à agir sur l'outil et peut ou non tenir compte des informations fournies par la station de travail. Le travail qui a été fait est destiné à des systèmes de visées où l'écran représente simultanément la position de l'outil réel et la position de la trajectoire à reproduire. Un repérage des fantômes, fraises et autre doit être possible également. Le dispositif matériel et des suggestions d'interfaçage avec notre application en prenant en compte le positionnement du patient dans le bloc opératoire est proposé dans la suite du présent chapitre.

4.6.2 Matériel Utilisé

Dans la scène chirurgicale 3D, et plus généralement dans le cadre des DAC, le problème à résoudre est celui de la localisation d'un solide indéformable. Pour localiser ces objets, il conviendra de connaître non seulement leur position, mais également leur orientation spatiale. Pour décrire la position d'une structure osseuse dans la scène chirurgicale, il suffira de décrire la position d'un point quelconque de cette dernière en y attachant un repère facilement localisable dans l'espace. Ce dernier prendra ici le nom de corps rigide. Ils peuvent être de nature variable, mais quelle que soit l'approche utilisée, il existera toujours une source et un récepteur.

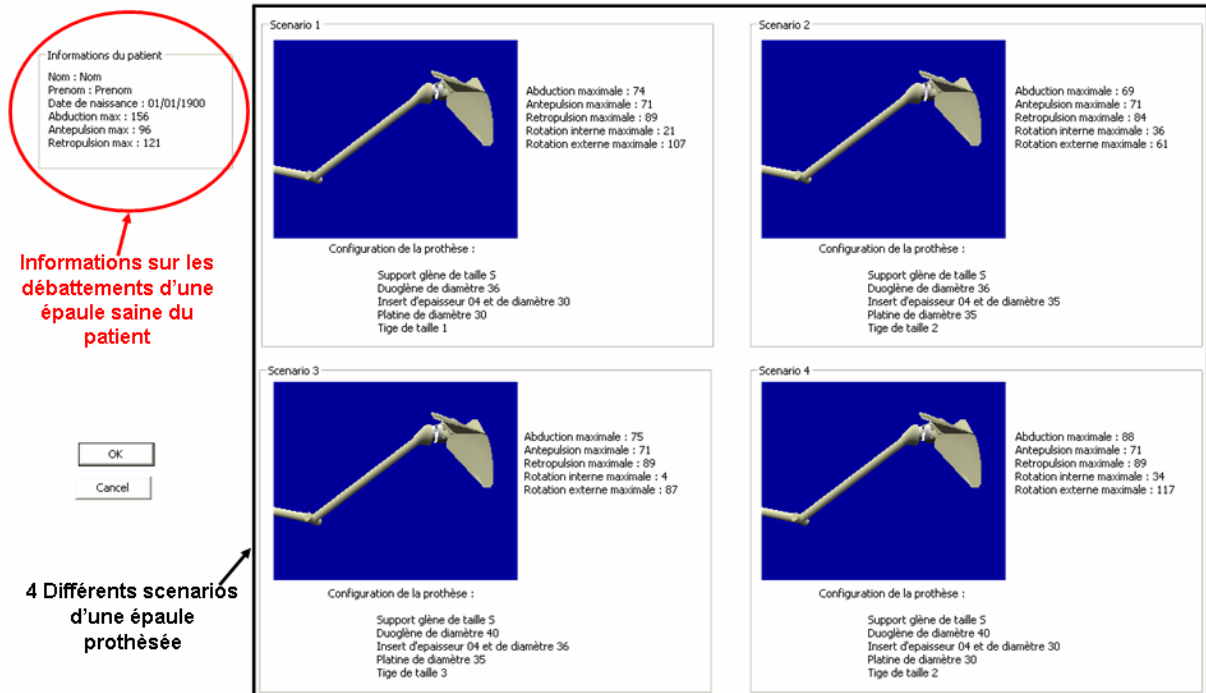


FIG. 4.77: Comparaison des différents mouvements de l'épaule avec ou sans prothèse

Plusieurs types de technologies ont été testées : magnétique, ultra-sonique ou optique. A ce jour, seule la technologie optique donne satisfaction en terme de précision et de robustesse. La source est fixée sur la structure osseuse, elle émet un signal lumineux qui est ensuite enregistré par une caméra externe. Deux groupes de source sont définis en fonction de leur caractère actif ou passif :

- une source est dite active quand elle dispose de sa propre énergie pour émettre le signal lumineux détecté par la caméra ;
- une source est dite passive quand elle réfléchit un signal lumineux émis par une source extérieure.

Dans les deux hypothèses, le signal lumineux émis (ou réfléchi) est un signal infrarouge de longueur d'onde 800 nm, différent des 400 à 500 nm du signal lumineux émis par les scalytiques des blocs opératoires. La détection s'effectue à l'aide de caméras CCD uni ou bidimensionnelles. La plupart des dispositifs actuels sont munis de caméras bidimensionnelles. C'est-à-dire que le système fonctionne avec deux caméras CCD. Le marqueur est localisé par chaque caméra sur une ligne de vue. L'intersection de ces deux lignes de vue, fournit l'information de position du marqueur comme le montre la figure 4.78.

Un placement possible des capteurs sur notre modèle ainsi qu'une comparaison avec le préopératoire sont schématisés sur la figure 4.79, cette configuration n'est pas définitive.

	Valeur théorique pour une épaule saine	Epaule pathologique, valeurs issues de l'étude de [Dewilde01]	Epaule avec prothèse DELTA® [Dewilde01]	Valeurs issues d'une simulation sur une épaule saine	Valeurs issues d'une simulation sur une épaule prothésée avec une DUOCENTRIC inversée
Abduction	jusqu'à 70° (pour l'articulation gléno-humérale)	de 30° à 60°	de 80° à 180°	156°	74°
Retro pulsion	jusqu'à 50°	ND	ND	121°	89°
Ante pulsion	jusqu'à 160°	ND	ND	96°	71°
Rotation interne	jusqu'à 95°	de 10° à 60°	de 40° à 80°	ND	17°
Rotation externe	jusqu'à 80°	de 30° à 80°	de 0° à 35°	ND	108°

TAB. 4.8: Comparaison des angles de débattement selon différents scénarios

L'instrument utilisé pour porter les capteurs appelé aussi corps rigide peut être sous la forme de la figure 4.80 (document Orthosoft®) :

4.6.3 Repérage des Ancillaires

Une étude préliminaire nous permet de définir ce qui suit :

- un référentiel est lié à la table d'opération noté R_{ref} ;
- un référentiel est lié au localisateur noté $R_{localisateur}$;
- un corps rigide peut être défini, il permet de détecter d'éventuels mouvements du patient, le repère associé au patient est noté $R_{patient}$;
- pour les coordonnées de la scène de notre logiciel on définit un repère noté R_{scene} , elles peuvent être transformées en coordonnées exprimées dans le repère de référence (lié à la table d'opération) avec la matrice de changement de repère $M_{scene \rightarrow ref}$;
- un référentiel $R_{ancillaire}$ lié à l'ancillaire, dans l'exemple d'illustration de la figure 4.81 le capteur lié à l'ancillaire suit le plan de coupe la humérale la matrice de changement de repère $M_{ancillaire \rightarrow ref}$;
- afin de positionner l'ancillaire dans la scène virtuelle nous définissons une matrice de changement de repère $M_{ancillaire \rightarrow scene}$.

Le principe général est expliqué dans la figure 4.81 :

4.6.4 Conclusion

Nous avons défini les différents constituants d'une station qui sert au guidage per-opérateur d'un dispositif virtuel quelconque. La plupart des dispositifs actuels utilisent deux caméras, comme l'illustre l'exemple de la station de travail vu précé-

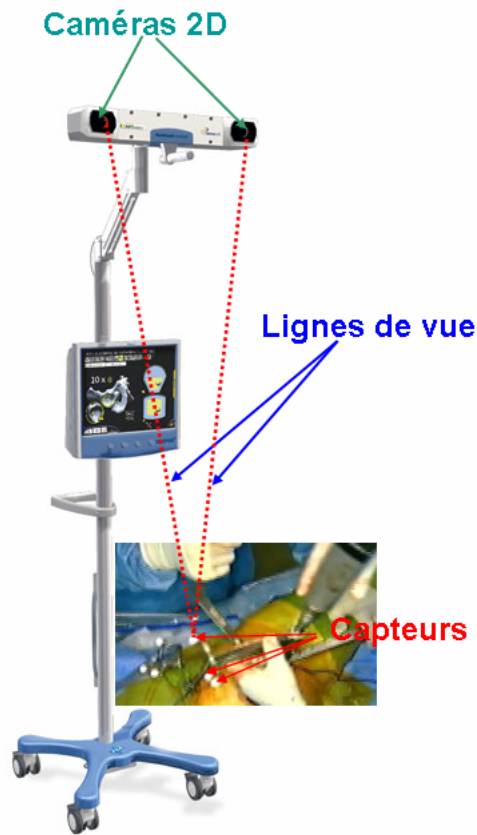


FIG. 4.78: Localisateur optique utilisant 2 caméras bidimensionnelles

demment et utilisée par Orthosoft®. La société Orthosoft® est spécialisée dans les dispositifs virtuels pour l'aide à la chirurgie orthopédique. Les développements logiciels réalisés au cours de cette thèse devront être intégrés dans ce type de machine. Nous terminons par une étude préliminaire de ce que vont être les différents repères et matrices de passage à utiliser lors de la localisation de notre scène virtuelle, le patient, le localisateur ainsi que nos différents auxiliaires. En se référant au chapitre sur l'état de l'art, on peut dire que notre système est un système passif car le chirurgien est complètement libre de ses mouvements, mais ceux-ci sont suivis par un localisateur tridimensionnel, ce qui permet de comparer stratégie réelle et stratégie optimale préalablement définie, notre dispositif utilise le rendu visuel et fournit au praticien des informations de type stratégique et anatomique car le chirurgien perçoit en simultané la maquette simplifiée de l'épaule et la stratégie optimale à adopter qui a été préalablement choisie par ses soins.

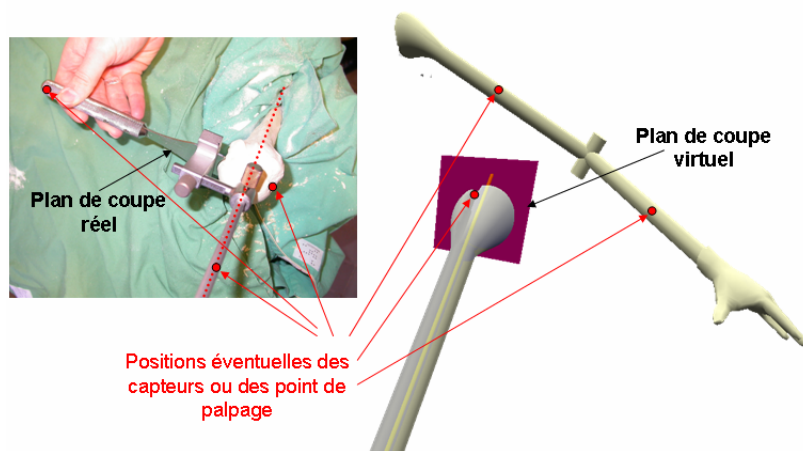


FIG. 4.79: Les différents positionnements possibles des capteurs



FIG. 4.80: Exemple de Corps rigide commercialisé par Orthosoft®

4.7 Conclusion

Dans ce chapitre nous proposons une technique qui, à partir d'images médicales quelconques, construit un modèle simple de l'épaule. Ce dernier est facilement manipulable et nous permet d'effectuer facilement les opérations de coupes et de perçages dans le cadre d'un dispositif d'opération chirurgicale virtuelle. De plus, c'est un modèle léger qui n'est pas gourmand en mémoire et qui peut donc fonctionner sur n'importe quel ordinateur classique. Par ailleurs, notre application peut fonctionner avec des données minimales sur l'épaule (une séquence complète d'IRM n'est pas nécessaire) et avec tout type d'images médicales (IRM, radios, scanners). Ce modèle permet une simulation en préopératoire d'une intervention de mise en place d'une prothèse DUOCENTRIC inversée, l'un des angles de débattement le plus important dans ce type de prothèse l'abduction nous donne de bons résultats alors que pour une simulation sur une épaule saine l'erreur est assez importante cela est dû à l'absence du deltoïde qui fait office de frein au mouvement d'élévation. Les autres mouvements sont aussi dépendant du deltoïde et de la coiffe des rotateurs pour certains.

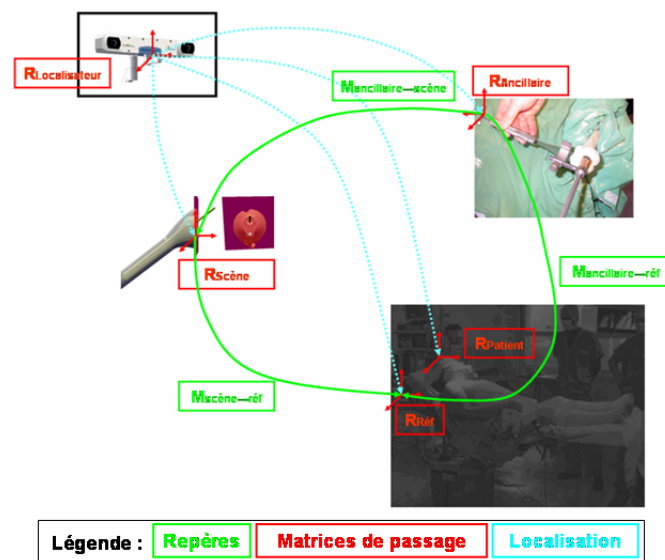


FIG. 4.81: Repères, matrices de passage des différents composants matériels susceptibles d'être couplés à notre application

Chapitre 5

Conclusion Générale et Perspectives

Ce chapitre présente les conclusions et quelques perspectives ouvertes avec ces travaux. Nous dresserons le bilan de nos travaux et des contributions et donnerons quelques pistes à aborder pour la suite du projet. Nous donnons également une liste des publications produites en relation avec le travail de thèse.

5.1 Conclusion

Les travaux de la thèse présentée dans ce rapport et intitulée “Dispositif virtuel d’aide à la chirurgie de l’épaule” ont porté sur la réalisation d’un outil permettant de faciliter au chirurgien orthopédiste la pose d’une prothèse d’épaule. Cela se fera en optimisant le processus de pose de l’implant prothétique par un débattement optimal de l’articulation prothésée. L’articulation gléno-humérale est difficile d’accès du fait que l’incision est réduite afin d’éviter au patient des complications post-opératoire. Une utilisation de la maquette numérique de l’articulation gléno-humérale et des différentes tailles de prothèses permet une simulation pré-opératoire du geste chirurgical. Le praticien pourra ainsi construire différents scénarios de poses selon les plans de coupes, axes de perçage ainsi que les divers types de prothèses. L’application développée peut avoir un impact important du point de vue chirurgical et applicatif puisqu’elle peut servir comme instrument complémentaire lors de la chirurgie de l’épaule et comme simulateur pour la formation au geste chirurgical.

Pour mener à bien ce projet, nous avons découpé les travaux de cette thèse en plusieurs parties. Nous avons tout d’abord présenté l’expression des besoins de l’industriel sous forme d’un cahier des charges, avec comme finalité la réalisation d’un système qui, à partir de données médicales quelconques du patient, permet de simuler le processus opératoire. Ce dernier peut par la suite être appliqué en temps réel en superposant l’os réel au modèle virtuel de l’articulation scapulo-humérale. Dans cette section une solution a été proposée. Elle consiste à modéliser l’épaule avec des radios ou (et) scanners, à intégrer le modèle CAO de la prothèse afin de constituer la maquette numérique qui servira à réaliser les scénarios opératoires.

Enfin, la maquette virtuelle issue de la phase précédente sera utilisée pour une assistance per-opératoire du geste chirurgical.

Avant de voir le détail de la méthode proposée dans cette thèse, nous avons fait un état de l'art des différents dispositifs d'aide à la chirurgie. Tous les systèmes ont comme principe de fonctionnement la triade qui est perception, raisonnement et action. Nous avons classé ces dispositifs selon leurs modes de rendu : rendu visuel, rendu haptique et rendu sonore. Ces systèmes ainsi classés peuvent aussi être répertoriés selon le type d'informations fournies aux chirurgiens. Ces informations définissent la stratégie à adopter et les informations anatomiques fournissent des données sur le membre à opérer. Ces deux types d'informations peuvent également être combinés. Enfin, il existe des systèmes qui utilisent des informations fonctionnelles c'est-à-dire des informations sur le comportement des structures anatomiques ou sur des paramètres dynamiques de ces structures. Nous nous sommes par la suite intéressés à l'objet virtuel qui constitue le noyau de tout DAC (dispositif d'aide à la chirurgie) et nous avons fait un état de l'art sur les différentes techniques de modélisations existantes en orthopédie.

Après l'état de l'art sur les DAC, nous avons détaillé notre démarche pour construire la maquette numérique de notre application. Après un bref rappel sur l'anatomie de l'épaule où nous avons pu voir la complexité de cette articulation, différentes techniques de modélisation ont par la suite été testées afin de définir une méthode de représentation de l'os en surfaces paramétrables. Une surface ou un changement de paramètre nous permettra une adaptation aux caractéristiques morphologiques de chaque patient, ce qui rendra aisé les opérations logiques (addition, soustractions, etc.) dans le cadre d'un dispositif de chirurgie virtuelle. Dans cette optique, notre choix s'est porté sur la modélisation à base de formes géométriques simples. Nous avons présenté la paramétrisation manuelle et semi-automatique du modèle à partir de radios et de coupes scanners. Les deux méthodes d'extraction peuvent être complémentaires ou bien indépendantes avec une certaine perte d'information et donc une certaine erreur dans la reconstruction du modèle de l'articulation gléno-humérale.

Avant chaque opération, une simulation préopératoire est nécessaire. Nous avons exposé le travail de préparation du modèle avec intégration du modèle CAO de la DUOCENTRIC inversée. La simulation des différentes étapes de préparation de l'humérus et de l'omoplate a été effectuée. Nous constatons sur les résultats des débattements de l'épaule saine et de l'épaule prothésée une certaine différence de valeurs. Cela est dû à l'absence du deltoïde ; seul muscle encore existant lors d'une arthroplastie avec coiffe déficiente ainsi qu'à l'absence de représentation du tronc humain.

Une étude préliminaire du système per-opératoire est proposée ; nous y avons détaillé le matériel susceptible d'être interfacé à notre logiciel ainsi que son principe de fonctionnement pour le guidage temps-réel. Ces travaux sont en cours de déroulement, formalisés par un accord entre l'Institut Image, la SGM et la société

Orthosoft pour le redéploiement (et les corrections et améliorations éventuelles) des logiciels développés dans le cadre de cette thèse sur un dispositif de réalité virtuelle.

5.2 Perspectives et Travaux Futurs

La partie extraction des paramètres du modèle peut donner lieu à des améliorations, comme une extraction des paramètres de façon totalement automatique à partir des radios ou des coupes scanners. Cette amélioration nécessiterait un long travail de développement d'algorithmes de traitement de l'image adaptés à ces types d'images et à la forme des structures à segmenter.

On peut aussi envisager une diminution du nombre des paramètres en donnant une valeur moyenne issue d'étude anatomique sur plusieurs échantillons : pour cela, il faudrait évaluer *a posteriori* la précision du modèle sur les parties utiles de celui-ci. Cette dernière proposition peut nous permettre de nous affranchir des coupes scanners (utilisation d'un système à base de radios), elle peut également constituer une alternative à la palpation. On pourra constituer une base de données avec les différents types d'épaules ainsi que les différents choix d'implants prothétiques, ce qui permettra une automatisation du choix de la prothèse selon les caractéristiques similaires de nouveau patient à opérer. Dans un autre registre, une modélisation du deltoïde et du tronc humain peut venir compléter le modèle osseux de l'articulation scapulo-humérale. En y rajoutant les muscles et tendons, on pourra éventuellement étendre notre étude au cas de la DUOCENTRIC anatomique. L'idée de modélisation avec des formes simples peut être étendue à d'autres articulation ou organes du corps humain : nous pensons que la méthodologie présentée ici est portable sur d'autres applications de chirurgie.

Il est également envisageable d'automatiser la modélisation de l'épaule en segmentant tri-dimensionnellement un modèle générique (tel que l'os en résine scanné) et en ajustant des primitives aux différentes régions. L'utilisation de primitives plus complexes, telles que les *Supershapes*, et de transformations géométriques (torsion, cisaillement) applicables sur ces primitives, pourrait accroître la précision du modèle et le rendu graphique [Fougerolle 06].

Dans un avenir très proche, une validation *médicale* des algorithmes et méthodes proposés dans cette thèse nous semble indispensable. Nous avons évoqué le fait de pouvoir travailler sur cadavres. Il faudrait également pouvoir utiliser le dispositif en phase de test pour des interventions chirurgicales réelles. Ceci nous permettrait d'évaluer la précision ou la cohérence de l'estimation des débattements, notamment.

5.3 Bibliographie de l'Auteur

Les travaux présentés dans cette thèse ont donné lieu à diverses publications : un article publié dans la revue *Computer Aided Surgery*, cinq conférences interna-

tionales avec comité de lecture et une conférence nationale. Un article a été soumis à la revue en ligne *Electronic Letters on Computer Vision and Image Analysis*, accompagné de données multimédia (vidéo, images, modèles 3D) :

1. H. Atmani, F. Mérienne, D. Fofi, P. Trouilloud, "From Medical Data to Simple Virtual Mock-Up of Scapulo-Humeral Joint", *Electronic Letters on Computer Vision and Image Analysis*, CVC Press. En soumission.
2. H. Atmani, F. Mérienne, D. Fofi, P. Trouilloud, "Computer-Aided Surgery System for Shoulder Prosthesis Placement", *Computer Aided Surgery*, Taylor & Francis, 12 (1), pp. 63-73, January 2007.
3. H. Atmani, F. Mérienne, D. Fofi, P. Trouilloud, "From Medical Data to Simple Virtual Mock-Up of Scapulo-Humeral Joint", *IEEE/SPIE 8th International Conference on Quality Control by Artificial Vision*, Le Creusot, France, May 2007.
4. H. Atmani, D. Fofi, F. Mérienne, P. Trouilloud, "Constructing a Simple Parametric Model of Shoulder from Medical Images", *SPIE Electronic Imaging - Machine Vision Applications in Industrial Inspection XIV*, San José, USA, January 2006.
5. H. Atmani, F. Mérienne, D. Fofi, P. Trouilloud, "Towards a Computer-Aided Surgery System for Shoulder Prosthesis Placement", *Medecine Meets Virtual Reality*, Long Beach, USA, January 2006.
6. H. Atmani, D. Fofi, P. Trouilloud, F. Mérienne, "Virtual Mock-Up of Shoulder Articulation for an Aided Surgery System", *2nd Workshop on Computer Assisted Diagnosis and Surgery*, Santiago de Chile, Chile, 2006.
7. H. Atmani, F. Mérienne, D. Fofi, P. Trouilloud, "Conception d'une Maquette Numérique de l'Epaule : Exploitation d'Images Médicales", *18^{es} Journées de l'Association Française d'Informatique Graphique et de l'Association Chapitre Français d'Eurographics*, Strasbourg, France, Novembre 2005.
8. P. Trouilloud, N. Cheynel, M. Benkhadra, O. Trost, H. Atmani, D. Fofi, F. Mérienne, E. Baulot, "Modélisation de l'Articulation de l'Epaule et Navigation", *87^e Congrès de l'Association des Morphologistes*, Constanta, Roumanie, Mai 2005.

Bibliographie

- [Allgower 82] E.L. Allgower, P.H. Schmidt, "An algorithm for piecewise linear approximation of an implicitly defined manifold", *SIAM Journal of Numerical Analysis*, 22 : pp.322-346, 1982.
- [Amenta 98] N. Amenta, M. Bern, M. Kamvyselis, "A new Voronoi-based surface reconstruction algorithm", *SIGGRAPH 98*, pp. 415-421, 1998.
- [Amenta 99] N. Amenta, M. Bern, C. Choi, "One-pass Delaunay filtering for homeomorphic 3D surface reconstruction", UT report number TR99-08, 1999.
- [Amenta 01] N. Amenta, C. Choi, R. Kolluri, "The power Crust", *Proceeding of the 6th ACM Symposium on Solid Modeling*, pp. 249-260, 2001.
- [Audette 99] M.A. Audette, T.M. Petersb, "Level-set surface segmentation and registration for computing intrasurgical deformations", *SPIE Medical Imaging*, Vol 3661, pp. 110-121, 1999.
- [Baader 93] A. Baader, G. Hirzinger, "Three-dimensional surface reconstruction based on a self-organizing feature map", *Proc. 6th international conference advan. robotics*, pp. 273-278, 1993.
- [Baader 94] A. Baader, G. Hirzinger, "A self-organizing algorithm for multi-sensory surface reconstruction", *Conférence on robotics and intelligent systems IROS 94*, Munich, 1994.
- [Bardinet 95] E. Bardinet, L.D. Cohen, N. Ayache, "A parametric deformable model to fit unstructured 3D data", *Rapport de recherche INRIA- Sophia antipolis EPIDAURE*, 1995.
- [Barhak 01] J. Barhak, A. Fischer, "Adaptive reconstruction of freeform objects with 3D SOM neural networks grids", *9th pacific conference on the computer graphics and applications*, 2001.
- [Berlage 96] T. Berlage, T. Fox, G. Grunst, K.J. Quast, "Supporting ultrasound diagnosis using an animated 3D model of the heart", *IEEE Multimedia Computing and Systems*, Hiroshima, Japan, 1996.

- [Bittar 95] E. Bittar, N. Tsingos, M. Gascuel, "Automatic reconstruction of unstructured 3D data : Combining a medial axis and implicit surfaces". *EUROGRAPHICS*, pp. 457–468, 1995.
- [Blackwell 98] M. Blackwell, C. Nikou, A. DiGioia, T. Kanade, "An image overlay system for medical data visualization", *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Cambridge, USA, pp. 232-240, 1998.
- [Blinn 82] J.E. Blinn, "Light reflection functions for simulation of clouds and dusty surfaces", *Computer graphics*, 3 : pp.21-29, 1982.
- [Bloomenthal 97] J. Bloomenthal, "Introduction to implicits surfaces", Morgan Kaufmann publishers Inc, 1997.
- [Blum 67] H. Blum, "A transformation for extracting new descriptors of shape", *Models for the perception of speech and visual form* (Walther-Dunn, W., ed) MIT Press, 1967.
- [Boileau 01] P. Boileau, G. Walch, "Technique de resurfaçage de la glène au cours des prothèses totales d'épaule", *Maîtrise Orthopédique*, n°106, Août-Septembre 2001.
- [Boissonnat 84] J.D. Boissonnat, "Geometric structures for three-dimensional shape representation", *ACM Trans.Graph.*, 3(4), pp. 266-286, 1984.
- [Boissonnat 00] J.D. Boissonnat, F. Cazals, "Smooth surface reconstruction via natural neighbour interpolation of distance functions", *Proc. Of the 6th annual symposium on computational geometry*, pp. 223-232, 2000.
- [Boudjemai 05] F. Boudjemai, P. Biela Enberg, J.G. Postaire, "Dynamic Adaptation and Subdivision in 3D-SOM : Application to Surface Reconstruction", *17th IEEE International Conference on Tools with Artificial Intelligence*, pp. 425-430, 2005.
- [Cavaille 93] A. Cavaille, "Résultat d'une Prothèse d'Epaule Compatible avec une Destruction Totale de la Coiffe des Rotateurs" *Thèse de Doctorat*, Université de Bourgogne, 1993.
- [Cazals 04] F. Cazals, J. Giesen, "Delaunay triangulation based surface reconstruction", *Idas and algorithm rapport de recherche INRIA N° 5393*, 2004.
- [Cinquin 94] P. Cinquin, "Gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateurs et unités de soins du futur", *Informatique et Santé*, Springer-Verlag, Paris, 7, pp. 279-286, 1994.

- [Couteau 01] B. Couteau, P. Mansat, R. Darmana, M. Mansat, J. Egan, "In vivo characterization of glenoid with use of computed tomography", *Journal of Shoulder and Elbow Surgery Board of Trustees*, Elsevier, pp. 116-122, 2001.
- [Crespin 04] B. Crespin, "Tour d'horizon : Reconstruction de surfaces implicites à partir de contours", *Groupe de Travail Modélisation Géométrique*, 2004.
- [Demangel 06] A. Demangel, "La scapula morphotypes applications à la chirurgie prothétique de l'épaule", *Mémoire de Master en Physiques Adaptées*, Université de Bourgogne, Juin 2006.
- [De Wilde 01] L. De Wilde, M. Mombert, P. Van Petegem, R. Verdonk, "Revision of the shoulder replacement with reversed shoulder prosthesis (DELTA III) : Report of five cases", *Acta Orthopaedica Belgica*, vol.4, pp. 348-53, 2001.
- [Dey 99] T.K. Dey, P. Kumar, "A simple provable algorithm for curve reconstruction", Proc. Of the 10th ACM-SIAM symposium on discrete algorithm, pp. 893-894, 1999.
- [Dey 01] T.K. Dey, J. Giesen, J. Hudson, "Delaunay based shape reconstruction from large data", IEEE visualisation, 2001.
- [Edwards 95] P.J. Edwards, D.L.G. Hill, D.J. Hawkes, R. Spink, A.C.F Colchester, A. Strong, M. Gleeson, "Neurosurgical guidance using the stereo microscope", *Conference on Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine*, pp. 555-564, Nice, France, 1995.
- [Ferley 96] E. Ferley, M.C. Gascuel, D. Attali, "Skeletal reconstruction of branching shapes", *Implicit Surfaces*, pp. 127-142, 1996.
- [Finlay 95] P.A. Finlay, "OrthosistaTM. An active surgical localiser for assisting orthopaedic fracture fixation", *Medical Robotics and Computer-Assisted Surgery*, Baltimore, Maryland USA, pp. 203-207, 1995.
- [Fleute 01] M. Fleute, "Shape Reconstruction for Computer Assisted Surgery based on Non-Rigid Registration of Statistical Models with Intra-Operative Point Data and X-rays Images", *Thèse de Doctorat*, Université Joseph-Fourier Grenoble I, 2001.
- [Foley 01] K.T. Foley, D.A. Simon, Y. R. Rampersaud, "Virtual fluoroscopy : computer-assisted fluoroscopic navigation", *Spine*, Lippincott, 26(4), pp. 347-351, 2001.

- [Fortin 95] T. Fortin, J.L. Coudert, G. Champleboux, P. Sautot, S. Lavallee, "Computer assisted dental implant surgery using computed tomography", *Journal of Image Guided Surgery*, 1, pp.53-58, 1995.
- [Foufou 03] S. Foufou, L. Garnier, "Implicit equations of supercyclides", *International Conference on Advances in Constructive Approximation*, Nashville, TN, USA, May 2003.
- [Fougerolle 06] Y. Fougerolle, A. Gribok, S. Foufou, F. Truchetet, M. Abidi, "Radial supershapes for solid modeling", *Journal of Computer Science and Technology*, 21(2), pp. 238-243, 2006.
- [Franke 80] R. Franke, G. Nielson, "Smooth interpolation of large sets of scattered data", *International journal for numerical methods in engineering*, 15(11), pp. 1691-1704, 1980.
- [Frankenthaler 98] R. Frankenthaler, V.M. Moharir, R. Kikinis, P. VanKipshagen, F.A. Jolesz, C. Umans, M.P. Fried, "Virtual Otoscopy", *Otolaryngologic Clinics of North America*, 31(2), pp. 383-391, 1998.
- [Fuchs 98] H. Fuchs, M.A. Livingston, R. Raskar, D. Colucci, K. Keller, A. State, J.R. Crawford, P. Rademacher, S.H. Drake, A. Meyer, "Augmented reality visualization for laparoscopic surgery", *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Cambridge, USA, pp. 934-943, 1998.
- [Gao 03] S. Gao, H.Q. Lu, "A fast algorithm for Delaunay based reconstruction", *Proc. Of the 11th conference in central europe on computer graphics Visualization and Computer Vision (WSCG2003)*, 2003.
- [Gopi 00] M. Gopi, S. Krishnan, C.T. Silva, "Surface reconstruction based on lower dimensional localized Delaunay triangulation", *Proc. Of eurographics*, 19(C), pp. 476-478.
- [Goulette 00] F. Goulette, "Etat de l'art des capteurs de numérisation 3D", *Scanning 2000*, Paris, 2000.
- [Grimson 96] W.E.L. Grimson, G.J. Ettinger, S.J. White, T. Lozano-Perez, W.M. Wells, R. Kikinis, "An automatic registration method for frameless stereotaxy, image guided surgery and enhanced reality visualisation", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 15(2), pp. 129-140, 1996.
- [Ham 98] Ham, Van, G., Denis, K., Stolen, J.V., Audekercke, Van, R., Perre, Van der, G., Schutter, De, J., Aertbelien, E., Demey, S., Bellemans, J., "Machining and accuracy studies for a tibial knee implant using a force-controlled robot", dans la revue *journal of computer aided surgery*, n°3, 1998, p.123-133.

- [Heiland 03] Heiland, M., Schulze, D., Adam, G., et al, "3D-imaging of the facial skeleton with an isocentric mobile C-arm system (Siremobil Iso-C3D)", *Dentomaxillofac Radiol*, 2003, p.321 :21–5.
- [He 94] T. He, S. Wang, A. Kaufman, "Wavelet-based volume morphing", *Proc. Of visualization 94*, pp. 85-92, 1994.
- [Ho 95] Ho, S.C., Hibberd, R.D., Davies, B.L., "Robot assisted knee surgery", dans la revue *IEEE engineering in medicine and biology magazine*, special issue on robotics in surgery, 1995, p.292-300.
- [Hofstetter 97] Hofstetter, R., Slomczykowski, M., Bourquin, Y., et al, "Fluoroscopy based surgical navigation : concept and clinical applications", Paru dans : Lemke HU, Vannier MW, Inamura K, eds. *Computer assisted radiology and surgery*, Amsterdam : Elsevier Science, 1997, 956–960.
- [Hope 92] H. Hope, T. DeRose, T. Duchamps, J. McDonald, W. Stuetzle, "Surface reconstruction from unorganized points", *Computer graphics*, 26(2), pp. 71-78, 1992.
- [Hope 93] H. Hope, T. DeRose, T. Duchamps, J. McDonald, W. Stuetzle, "Mesh optimization", *Computer graphics*, 27 :pp. 19-26, 1993.
- [Hughes 92] J.F. Hughes, "Sheduled fourier volume morphing", *SIGGRAPH*, 1992.
- [Hope 94] H. Hope, T. DeRose, T. Duchamps, M. Halstead, H. Jin, J. McDonald, J. Schweitzer, W. Stuetzle, "Piecewise smooth surface reconstruction", *Computer graphics*, 28 :pp. 295-302, 1994.
- [Ikuta 98] Ikuta, K., Takeichi, M., Namiki, T., "Virtual endoscope system with force sensation", *Acte de la conference MICCAI'98*, Cambridge MA, USA, 1998, p.293-304.
- [Ivrissimtzis 03] I. Ivrissimtzis, W.K. Jeong, H.S. Seidel, "Using growing cell structures for surface reconstruction", *IEEE Shape Modeling International (SMI 2003)*, pp. 78-86, Seoul, 2003.
- [Jacob 00] Jacob, A.L., Messmer, P., Kaim, A., et al., "A whole-body registration-free navigation system for image-guided surgery and interventional radiology", volume 35, *Invest Radiol*, 2000, p.279–288.
- [Jolesz 97] Jolesz, F.A, Lorensen, W.E, Shinmoto, H., Atsumi, H., Nakajima, S., Kavanaugh, P., Saiviroonporn, P., Setzer, S.E, Silverman, S.G, Phillips, M., Kikinis, R., "interactive virtual endoscopy", *AJR*, 169 :1229-1235, *SPL Technical Report #42*, posted march 1997, 1997, 12 pages.

- [Joskowicz 98] Joskowicz, L., Milgrom, C., Simkin, A., et al, "FRACAS : a system for computer-aided image-guided long bone fracture surgery", volume 36, Computer Aided Surgery, 1998, p.271–288.
- [Julliard 98] Julliard, R., Lavallée, S., Dessenne, V., "Computer assisted reconstruction of the anterior cruciate ligament", dans la revue clinical orthopaedics and related research, n°354, 1998, p.57-64.
- [Kas 87] M. Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos, "Snakes : Active contour models", Computer vision, 1 : pp. 321-331.
- [Kohonen 01] T. Kohonen, "Self-organizing maps", Springer third edition, Berlin, 2001.
- [Lanquetin 04] Lanquetin, S., "Etude des surfaces de subdivision : Intersection, précision et profondeur de subdivision", Thèse de doctorat, Université de Bourgogne, Octobre 2004.
- [Laporte 03] Laporte S, Skalli W, De Guise JA, Lavaste F and Mitton D. A Biplanar Reconstruction Method Based on 2D and 3D Contours : Application to the Distal Femur. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2003 : 6 : 1-6.
- [Le Bras 04] A. Le Bras, "Exploration des Potentialités du Système EOS pour la Caractérisation Mécanique de Structure Osseuse : Application à l'Extrémité Supérieure du Fémur", *Thèse de Doctorat*, ENSAM Paris, 2004.
- [Lorensen 87] Lorensen, W.E., Cline H .E., "Marching Cubes : A High Resolution 3D Construction Algorithm", Computer Graphics (Proceedings of SIGGRAPH '87), Vol. 21, No. 4, p.163-169.
- [Martel 98] Martel, A.L., Heid, O., Slomczykowski, M., Kerslake, R., Nolte, L.P., "Assessment of 3-dimensional magnetic resonance imaging fast low angle shot images for computer assisted spinal surgery", Comput Aided Surg, 1998, p.3 :40-4.
- [Merloz 97] Merloz, P., Tonnetti, J., Eid, A., Faure, C., Lavallee, S., Trocazz, J., Sautot, P., Hammadeh, A., Cinquin, P., "Computer assisted spine surgery", dans la revue clinical orthopaedics and related research, n°337, 1997, p. 86-96.
- [Merloz 05] Merloz, P., Tonetti, J., Vouillat, H., Huberson, C., Trocazz, J., Eid, A., Cazal, J., Plaweski, S., Blendea, S., Badulescu, A., Benyahia, H., Faure, C., Vasile, C., "Chirurgie computerisée de la fixation des vis pédiculaires. Techniques et pratique clinique", dans la revue : EMC- Rhumatologie Orthopédie, Elsevier, (2), 2005, p.95-106.

- [Messmer 01] Messmer, P., Jacob, A.L., Fries, E., et al, "Technologieintegration und Prozessmanagement – Konzept und Implementierung einer neuartigen Plattform für einzeitige Diagnostik und Therapie des akut Kranken und Verletzten sowie für elektive computerassistierte Chirurgie (CAS)", *Unfallchirurg*, 2001, p.104 :1025–30.
- [Mori 95] Mori, K., Hasegawa, J.I, Toriwaki, J.I, Anno, H., Katada, K., "automated extraction and visualization of branchus from 3D CT images of lung", *Acte de conference CVRMed'95*, Nice, France, 1995, p.542-548.
- [Muraki 91] S. Muraki, "Volumetric shape description of range data using blobby model", *SIGGRAPH*, pp. 227-235, 1991.
- [Nodé-Langlois 03] L. Nodé-Langlois, "Analyse Tridimensionnelle des Déviations Angulaires des Axes du Membre Inférieur en Pre, Per et Postopératoire", *Thèse de Doctorat*, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, 2003.
- [O'Driscoll 99] O'Driscoll, S., Wright, T., Cofield, R., Ilstrup, D., Mansat, P., "Problèmes glénoïdiens, évaluation radiographique du composant glénoïdien dans les prothèses totales d'épaule, prothèses d'épaule", paru dans : *expansion scientifique française*, 1999, p.337-346.
- [Oppenheimer 01] Oppenheimer, P., Gupta, A., Weghorst, S., Porter, J.R., Sweet, R., "The representation of blood flow in endoscopic surgical simulations", *Acte de la conference MMVR'01*, Newport Beach-CA, USA, 2001, p.365-371.
- [Othake 03] Y. Othake, A. Belyaev, M. Alexa, G. Turk, H.P. Seidel, "Multi-level partition of unity implicits", *SIGGRAPH*, pp. 27-31, San diego, California, 2003.
- [Peifer 96] Peifer, J.W., Curtis W.D., Sinclair, M.J., "Applied virtual reality for simulation of endoscopic retrograde cholangiopancreatography (ERCP)", *Proceeding MMVR 4*, San Diego-CA, USA, 1996, p.36-42.
- [Peuchot 95] B. Peuchot, A. Tanguy, M. Eude, "Virtual reality as an operative tool during scoliosis surgery", *Conference on Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine*, pp. 549-554, Nice, France, 1995.
- [Pontier 00] Pontier, S., "Reconstruction d'objets déformables à l'aide de fonctions implicites", *Thèse de doctorat*, Université Lyon 1, Avril 2000.

- [Poulose 98] Poulose, B., Kutka, M., Mendoza-Sagaon, M., Barnes, A., Yang, C., Taylor, R., Talamini, M., "Human versus robotic organ retraction during laparoscopic nissen fundoplication", Acte de la conference MICCAI'98, Cambridge MA, USA, 1998, p.197-206.
- [Qin 01] H. Qin, Y. Duan, "Intelligent Balloon : a subdivision-based deformable model for surface reconstruction of arbitrary unknown topology", Proceeding of the 6th ACM symposium on solid modeling and applications, pp. 47-58, 2001.
- [Radermacher 97] Radermacher, K., Porthene, F., Zimolong, A., Eichhorn, C., Staudte, H.W., Rau, G., "Image guided orthopedic surgery using individual template", Acte de la conference CVRMed-MRCAS'97, Grenoble, 1997, p.606-615.
- [Reuter 03] P. Reuter, "Reconstruction and rendering of implicit surfaces from large unorganized point sets", Thèse de doctorat de l'université de Bordeaux 1, 2003.
- [Roberts 91] Roberts, S.N.J., Foley, A.P.J., Swallow, H.M., Wallace, W.A., Coughlan, D.P., "The geometry of the humeral head and the design of the protheses", J Bone and Joint Surg (Br), 1991, 73-B, p. 647-650.
- [Rossignac 94] J. Rossignac, A. Kaul, "Agregles and bips : Metamorphosis as a Bezier curve in the space of polyhedra", In Eurographics, 1994.
- [Sati 02] Sati, M., Stäubli, H.U., Bourquin, Y., et al, "Real-time computerized in situ guidance system for ACL graft placement", volume 7, Computer Aided Surgery, 2002, p.25-40.
- [Scholz 98] Scholz, M., Konen, W., Tombrock, S., Fricke, B., Adams, L., VonDoring, M., Hentsch, A., Heuser, L., Harders, A.G., "Development of an endoscopic navigation system based on digital image processing, dans la revue journal of computer aided surgery", Volume 3, Issue 3, 1998, p.134-143.
- [Schall 05] O. Schall, M. Samozino, "Surface from scattered points : A brief survey of recent developments", 1st international workshop on semantic virtual environments, pp. 138-147, 2005.
- [Selvik 83] Selvik G, Alberius P and Aronson AS. A roentgen stereophotogrammetric system. Construction, calibration and technical accuracy. Acta Radiol Diagn (Stockh), 1983 : 24 : 343-52.
- [Serra 88] Serra, J.P., "Image analysis and mathematical morphology", Volume 1, London; San Diego : Academic Press, ISBN : 0126372403, 1988.

- [Shahidi 98] Shahidi, R., Wang, B., Epitoux, M., Grzeszczuk, Adler, J., "Volumetric image guidance via a stereoscopic endoscope", acte de la conference MICCAI'98, Cambridge MA, USA, 1998, p.241-252.
- [Simon 97] D.A. Simon, B. Jaramaz, M. Blackwell, F. Morgan, A.M. Di-Gioia, E. Kischell, C. Colagan, T. Kanade, "Development and validation of a navigational guidance system for acetabular implant placement", *1st Joint Conference on Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine and Medical Robotics and Computer-Assisted Surgery*, pp. 583-592, Grenoble, France, 1997.
- [Sperling 99] Sperling, J.W., Mansat, P., Cofield, R.H., Rowland, C.M., "Prothèse totale d'épaule non cimentée à surface réhabitable", cahiers d'enseignement de la SOFCOT 68, Elsevier, 1999, p.360-367.
- [Stindel 02] Stindel, E., Briard, J.L., Merloz, P., et al, "Bone morphing : 3D morphological data for total knee arthroplasty", volume 7, *Computer Aided Surgery*, 2002, p.156-168.
- [Suhm 03] Suhm, N., Simeria, A., Hügli, R. et al, "MR-imaging of bone cements as a first step towards MR-guided vertebroplasty", paru dans : Langlotz F, Davies BL, Bauer A, eds. *Computer assisted orthopaedic surgery – 3rd Annual Meeting of CAOS-International (Proceedings)*, Darmstadt : Steinkopff, 2003, p.356-357.
- [Tafihery 03] Tafihery, R.A., "3D object modeling using radial basis function", *Projet de semestre EPFLausanne, Suisse, (2002-2003)*, 15 pages.
- [Tamy 04] Tamy, B., "Reconstruction de surface à l'aide de surfaces de subdivision", *Master Recherche, Université de Bordeaux 1, Juin 2004*.
- [Taubin 93] G. Taubin, "An improved algorithm for algebraic curve and surface fitting", *IEEE proceedings of computer vision and pattern recognition*, pp. 658-665, 1993.
- [Troccaz 96] Troccaz, J., Delnondedieu, Y., "Semi-active guiding system in surgery. A two-DOF prototype of the passive arm with dynamic constraints (PADyC)", dans la revue *mechatronics*, Vol 6, n°4, Elsevier Science Ltd., 1996, p.399-421.
- [Turk 02] G. Turk, J.F. O'brien, "Implicit surfaces that interpolate", In *SMI*, 2002.
- [Varnuska 03] M. Varnuska, I. Kolingerova, "Improvements to surface reconstruction by the CRUST algorithm", *Proc. of the 19th spring conference on computer graphics*, ACM press, pp. 89-97, 2003.

- [Vlasek 99] Vlasek, R., Kozak, T., Cofield, R., De Las Heras, J., Mansat, P., "Prothèse d'épaule instable, prothèse d'épaule", expansion scientifique Française, 1999, p.227-246.
- [Web 1] http://alsace.u-strasbg.fr/ipb/gitim/research/visu3d/visu3d_f.html. Consulté le 19/06/2007.
- [Web 2] <http://rfhs8012.fh-regensburg.de/~saj39122/jfroehl/diplom/e-12-text.html#KohonenFeatureMap>. Consulté le 19/06/2007.
- [Wegner 97] Wegner, Kristen and Karron, D.B., "Surgical navigation using feedback". Acte de la conférence MMVR'97, San Diego, 1997.
- [Wyvill 86] G. Wyvill, C. McPheeters, B. Wyvill, "Data structures for soft objects", *The visual computer*, 2(4), pp. 227-234, 1986.
- [Yu 99] Y. Yu, "Surface reconstruction from unorganized points using Self-organising neural networks", *IEEE visualisation*, 1999.


Annexe A : La Distance de Danielsson

En analyse d'image, la notion de distance est utile pour mesurer, analyser et décrire les objets présents dans l'image. La distance la plus utilisée est la distance euclidienne. Cette distance est très employée par les mathématiciens et les physiciens puisqu'elle est adaptée au monde continu, dans lequel ils travaillent. Dans le domaine de l'analyse d'image, l'espace de travail est un espace discret. En effet, une image numérique est une transformation de l'espace continu (une scène) vers un espace discret (le support de l'image : sous-ensemble de $Z \times Z$). Il s'avère donc nécessaire, si nous travaillons dans un espace discret, de définir une distance discrète qui s'adapte à nos applications. Les distances discrètes font partie de ce vaste domaine qu'est la Géométrie Discrète. Des efforts ont été menés pour définir des distances discrètes qui sont des approximations de la distance euclidienne. Parmi ces méthodes, la méthode de Danielsson peut être exprimée mathématiquement de la façon suivante.

Considérons une image numérique $M = \{m_{ij}\}$ représentée par une matrice de pixels $N \times M$. Les éléments de la i^e ligne et de la j^e colonne sont dénotés par (i, j) . L'image binaire de M est définie par $B = \{b_{ij}\}$ où chaque pixel $b_{ij} \in \{0, 1\}$, avec 0 pour la couleur noire (représentant l'arrière plan) et le 1 pour la couleur blanche (représentant l'information). On définit la distance euclidienne selon Danielsson notée $D = \{d_{ij}\}$ de l'image binaire $B = \{b_{ij}\}$ par :

$$\forall i, j \quad d_{ij} = \min_{p \geq 1, q \geq N} \left\langle \sqrt{(i-p)^2 + (j-q)^2} \mid b_{pq} = 0 \right\rangle$$

Annexe B : La Prothèse DUOCENTRIC





Fiche Produit

L'esprit de synthèse

Prothèse d'épaule

DUOCENTRIC[®]
Prothèse d'épaule inversée

iii



Indications de la version INVERSEE

- Arthroplastie d'épaule pour :
- + Omarthrose excentrée,
 - + Reprise d'arthroplastie avec coiffe déficiente.

Matériaux

Polyéthylène à très haut poids moléculaire (ISO 5834-1 et ISO 5834-2) pour l'insert huméral.
Titane TA6V (ISO 5832-3) pour les vis à spongieux.
Acier inox suivant ISO 5832-1 et ISO 5832-9.

Principes

Augmenter l'amplitude de mobilité (élévation, RE, RI) par la latéralisation de l'insert huméral et médialisation du centre de rotation.

Augmenter la motricité du membre supérieur en agrandissant et abaissant le bras de levier du deltoïde en imposant les centres instantanés de rotation.

Supprimer l'effet d'encoche dans le pilier de l'omoplate.

Fiabiliser la fixation glénoïdienne.

Respecter le capital osseux notamment du côté huméral.

S'adapter à l'architecture biomécanique du patient et à sa pathologie en per opératoire grâce à un kit complet d'implants autorisant le passage de la variante anatomique à l'inversée.

Caractéristiques

L'ancillaire est prévu pour voie d'abord **deltopectorale antéro supérieure** ou externe de type GSWEND.

La **gamme DUOCENTRIC** a été conçue autour d'un **implant glénoïdien sphérique** ou « **Duogène** » de diamètre 36mm et 40mm imposant :

- ✦ Un axe de rotation centré sur le point fonctionnel SP (Spinning point) dans le cadran postéro-inférieur de la glène pour augmenter l'amplitude en abduction et éviter tout conflit sous acromial.

- ✦ Un débord inférieur (2/3 de sphère) pour augmenter l'amplitude de mouvement en adduction et supprimer le contact du bord inférieur de l'insert huméral avec le pilier de l'omoplate.

- ✦ Une fixation simple indexée dans le support et fiabilisée par une vis supérieure.

La **tige humérale** se décline suivant quatre tailles et impose une coupe humérale à 125°.

Sa forme intramédullaire a été minimisée pour **respecter le capital osseux**. Sa **section en T** et les **ailettes latérales** réalisent l'**effet anti-rotatoire**. Des orifices internes et externes sont prévus pour la réinsertion du trochin et du trochiter en cas de fracture.

La **platine humérale** recevant l'insert huméral est conçue pour s'adapter au « medial offset » du patient : combinaison de la position de la tête humérale au regard de l'antéversion ou rétroversion du col de glène.

L'utilisation d'un **insert huméral** latéralisé augmente le bras de levier du deltoïde entre le point d'attache et le centre abaissé de la « **Duogène** » : Il améliore les amplitudes en élévation. Son épaisseur de polyéthylène est privilégiée pour éviter toute usure prématurée.

Le **support de glène** a une attache fiabilisée en proposant une **double fixation primaire** :

- ✦ par un plot expansible orienté dans le cadran antérieur (zone dense du col de glène) imposant un ancrage anatomique droit ou gauche,
- ✦ par une mise en tension du support, entre le débord inférieur de la glène et le pied de la coracoïde, à l'aide de la lame et de la vis d'ancrage orientée.

Le support est recouvert d'un revêtement d'hydroxyapatite sur substrat corindonné pour une fixation secondaire.

Références des implants (parties grisées non disponibles actuellement)

Tige humérale Inv	Sans ciment	Cimentée
Taille 1	30 112594	30 112584
Taille 2	30 212594	30 212584
Taille 3	30 312594	30 312584
Taille 4	30 412594	30 412584

Support glène	Gauche	Droite
Standard	S 30 100914	30 100934
	M 30 200914	30 200934
Fixation renforcée	S 30 110914	30 110934
	M 30 210914	30 210934

Platine humérale	Référence
Standard	30 100040
125°/140°	30 200040
	30 140030
	30 140010

Duogène	Ø 36 mm	Ø 40 mm
Symétrique	30 036040	30 040040
Gauche	30 136010	30 140010
Droite	30 136030	30 140030

Insert huméral	Taille S	Taille M
Standard	Ep4mm 30 136040	30 140040
	Ep9mm 30 236040	30 240040
	Ep12mm 30 336040	30 340040
	Pour Ø 36	Pour Ø 40
Rétentif	Ep4 30 436040	30 440040

Vis	A spongieux Ø5 mm	A corticale Ø4 mm
L 20 mm	83 502080	83 402040
L 25 mm	83 502580	83 402540
L 30 mm	83 503080	83 403040
L 35 mm	83 503580	83 403540
L 40 mm	83 504080	
L 45 mm	83 504580	

Ensemble vis implants supplémentaires
30 840000

Références ancillaires A49996 et A49999 avec, soit A49998 pour l'épaule gauche, soit A49997 pour l'épaule droite.
Référence de l'ancillaire général: A49994

DUOCENTRIC®

Prothèse d'épaule

Aston Médical – Saint Etienne – France – Tél : 33 (0)4 77 93 00 04 – Fax : 33 (0)4 77 74 35 93

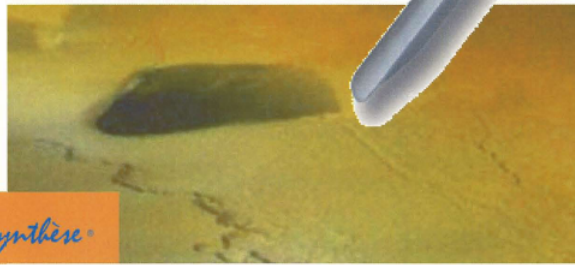
Fabricant : SGM - Z.I. Montreynaud - 19, rue Victor Grignard 42026 Saint-Etienne Cedex 1 - France - ISO 13485

Le présent document n'a pas de valeur contractuelle, le fabricant se réservant le droit d'effectuer sans préavis toute modification visant à améliorer la qualité du produit. Les conditions d'utilisation de l'implant sont formulées dans la notice d'instructions.

DOC 30-05-04

CE
0120

Fiche Produit



L'esprit de synthèse



Prothèse d'épaule

DUOCENTRIC[®]

Prothèse d'épaule anatomique

Indications de la version ANATOMIQUE

Arthroplastie d'épaule pour :
 Omarthrose centrée
 Arthrose post-traumatique,
 Nécroses avec destruction de la glène,
 Arthrites rhumatoïdes,
 Fractures comminutives de la tête à 3 fragments ou plus.

Matériaux

Polyéthylène à très haut poids moléculaire (ISO 5834-1 et ISO 5834-2) pour la glène anatomique.
 Titane TA6V (ISO 5832-3) pour les vis à spongieux.
 Acier inox suivant ISO 5832-1 et ISO 5832-9.

Principes

Respecter l'architecture biomécanique du patient : intégration des paramètres de positionnement de la tête humérale et du col de glène pour éviter les luxations antérieures et les usures précoces de glène PE par efforts parasites.
 Fiabiliser l'ancrage et la fixation glénoïdienne.

Optimiser et simplifier la fixation de l'insert glénoïdien sur son support.

Respecter le capital osseux de la tête humérale.

S'adapter à la pathologie du patient en per opératoire en proposant un kit complet d'implants permettant soit de traiter les omarthroses avec coiffe (variante anatomique), soit de traiter les omarthroses sans coiffe (variante inversée).

Caractéristiques

L'ancillaire est prévu pour une voie

d'abord deltopectorale antéro-supérieure ou une voie supérieure de type GSWEND.



La gamme DUOCENTRIC a été conçue pour intégrer les paramètres biomécaniques du patient en proposant :

- ❖ Une gamme de *calottes humérales* personnalisables par les « posterior & medial offsets » (relevés en laboratoire par mesures morphométriques), et par une latéralisation entre -2, 0, +2 et 4mm suivant les diamètres.
- ❖ Les tiges humérales sont conçues pour une coupe humérale à 140°.
- ❖ Un support de glène à base sphérique respectant le capital osseux et pouvant s'orienter en fonction de l'**antéversion du col de glène**,
- ❖ Un insert glénoïdien pouvant coopérer à l'ensemble de la gamme de calottes humérales (sauf l'insert S avec une calotte 50).

Le support de glène a une attache fiabilisée en proposant une **double fixation primaire** :

- ❖ par un plot expansible orienté dans le cadran antérieur (zone dense du col de glène) imposant un ancrage anatomique droit ou gauche,
- ❖ par une mise en tension du support, entre le débord inférieur de la glène et le pied de la coracoïde, à l'aide de la lame et de la vis d'ancrage orientée,

Le support est recouvert d'un revêtement d'hydroxyapatite sur substrat corindonné pour une fixation secondaire.

L'insert glénoïdien est solidarisé par une **double fixation** :

- ❖ Avec un ancrage inférieur par levre dans le support,
- ❖ Avec un clippage sur deux agencements « bouton pression » verrouillant en position en fin d'impaction (concept breveté)

Sa forme a été optimisée pour médialiser les centres instantanés de rotation de la calotte et éviter tout fluage dans les mouvements luxant. Il est possible de croiser les tailles entre l'insert (2 tailles S & M) et le support (2 tailles S & M).

La *tige humérale* se décline suivant quatre tailles. Sa forme intramédullaire a été minimisée pour **respecter le capital osseux**. Sa **section en T et les ailettes latérales** réalisent l'**effet anti-rotatoire**. Des orifices internes et externes sont prévus pour la réinsertion du trochin et du trochiter en cas de fracture.

Une *platine interface* permet en cas de reprise de reconfigurer la prothèse en variante inversée. Il suffit pour cela, de :

- ❖ décoapter la calotte humérale.
- ❖ réinsérer une interface spécifique. Elle est solidarisée par vis à la tige anatomique et reçoit l'insert huméral.
- ❖ fixer sur le même support glénoïdien la « Duogène » sphérique.

Références des implants (parties grisées non disponibles actuellement)

Tige humérale Anat.	Sans ciment	Cimentée
Taille 1	30 114094	30 114084
Taille 2	30 214094	30 214084
Taille 3	30 314094	30 314084
Taille 4	30 414094	30 414084

Calotte humérale	Ø40	Ø44	Ø50
Hauteur 13	30 401340	30 441340	
Hauteur 15		30 441540	
Hauteur 17		30 441740	30 501740
Hauteur 17 Offset 2,5			30 501741
Hauteur 19			30 501940

Ensemble vis implants supplémentaires
30 840000

Glène anatomique	Taille S	Taille M
Sans ciment	30 140000	30 250000
Cimentée	30 141000	30 251000

Support glène		Gauche	Droite
Standard	S	30 100914	30 100934
	M	30 200914	30 200934
Fixation renforcée	S	30 110914	30 110934
	M	30 210914	30 210934

Vis	A spongieux Ø5 mm	A corticale Ø4 mm
L 20 mm	83 502080	83 402040
L 25 mm	83 502580	83 402540
L 30 mm	83 503080	83 403040
L 35 mm	83 503580	83 403540
L 40 mm	83 504080	
L 45 mm	83 504580	

Référence ancillaire A49995 et A49999 avec, soit A49998 pour l'épaule gauche, soit A49997 pour l'épaule droite.
 Référence ancillaire général A49994

DUOCENTRIC®
 Prothèse d'épaule

Aston Médical – Saint Etienne – France – Tél : 33 (0)4 77 93 00 04 – Fax : 33 (0)4 77 74 35 93

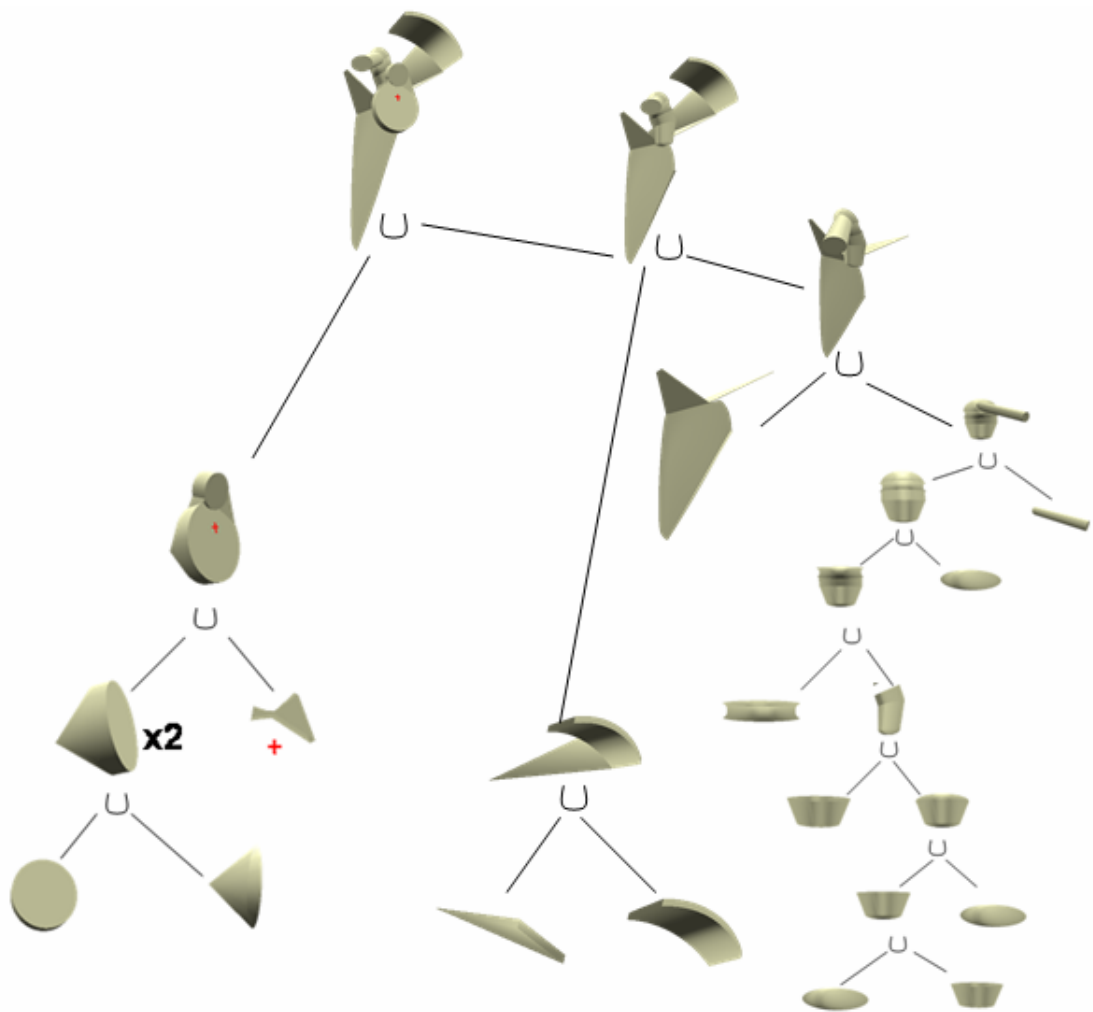
Fabricant : SGM - Z.I. Montreynaud – 19, rue Victor Grignard 42026 Saint-Etienne Cedex 1 – France - ISO 13485

Le présent document n'a pas de valeur contractuelle, le fabricant se réservant le droit d'effectuer sans préavis toute modification visant à améliorer la qualité du produit. Les conditions d'utilisation de l'implant sont formulées dans la notice d'instructions

CE
0120

DOC 30-05-04

Annexe D : Arbre CSG de l'Omoplate



Annexe E : Glossaire

Acétabulum : grande cavité circulaire située de chaque côté du bassin, qui reçoit la tête du fémur pour former l'articulation de la hanche. Source : <http://dictionnaire.doctissimo.fr>.

Ancillaire : forme substantivée de système ancillaire pour désigner un instrument chirurgical destiné à aider le chirurgien à mesurer avec une grande précision les angles ou les distances quand cela est nécessaire (ostéotomie tibiale dans le cadre des arthroplasties du genou par exemple). Source : <http://fr.wiktionary.org>.

Arthrodie : variété d'articulation dans laquelle une capsule fibreuse complète la jonction de deux surfaces, dont l'une est peu creuse et l'autre peu saillante. Ce type d'articulation à surfaces planes permet essentiellement des glissements d'une surface par rapport à l'autre. C'est le cas par exemple des articulations des apophyses vertébrales. Source : <http://www.medicopedia.net>.

Composant acétabulaire : implant prothétique qui se place au niveau de la hanche en complément de l'implant fémoral, l'ensemble constitue la hanche artificielle qui sert à remplacer une hanche pathologique. Source : <http://dictionnaire.doctissimo.fr>.

Enarthrose. articulation mobile aux surfaces sphériques, l'une étant convexe et l'autre concave. La tête du fémur est une protubérance arrondie, recouverte d'un cartilage articulaire, qui s'emboîte dans la cavité cotyloïde du bassin. Cette articulation appelée "énarthrose" crée une articulation à la fois résistante et permettant une grande amplitude de mouvement. Source : <http://dictionnaire.mediadico.com>.

Endoscopie : l'endoscopie consiste à introduire une caméra (ou "endoscope") dans un conduit ou une cavité de l'organisme. Cette technique est le plus souvent utilisée pour rechercher visuellement la cause d'un trouble. Source : <http://www.doctissimo.fr>.

Fantôme : Instrument servant de guide lors des différentes opérations de perçage scapulaire. Source : www.jgrobost-sud-orthopedie.com.

Fibroscope : examen endoscopique permettant d'explorer de façon très complète par vision directe et prélèvements, l'intérieur de l'organisme. Source : www.fibroscope.fr.

Fluoroscope : appareil à rayons X qui projette sur un écran une partie du corps.

Geste mini-invasif : acte médical qui limite le traumatisme inutile en effectuant des incisions d'accès de l'ordre d'un centimètre. La chirurgie mini-invasive implique l'utilisation de longs instruments, d'un système d'imagerie vidéo adapté et d'un endoscope. Les longs et fins instruments réduisent la dextérité ainsi que la sensation tactile (feed back tactile) du chirurgien. En plus, les imperfections des gestes du chirurgien sont amplifiés au bout des instruments par un effet de levier. Source : <http://urologie-chu-mondor.aphp.fr>.

Laparoscopie : consiste à visualiser l'intérieur de l'abdomen, les ovaires, les trompes et l'utérus en utilisant un laparoscope. Le laparoscope ressemble à un mini-télescope avec un système de fibres optiques qui amène la lumière d'une source lumineuse vers l'intérieur de l'abdomen.

Ostéotomie : intervention réalisée sous anesthésie et qui exige deux à trois petites incisions cutanées dans le nombril et en divers endroits du bas-ventre. Le médecin introduit dans le nombril un endoscope (comme un petit télescope) qui lui permet d'observer la cavité abdominale en vision panoramique. A l'aide de fins instruments introduits dans le bas-ventre, le médecin peut soigneusement examiner les organes internes, prélever des échantillons de tissu et détruire ou éliminer directement les éventuels foyers d'endométriose en utilisant un laser ou un courant électrique. Les échantillons tissulaires prélevés sont ensuite analysés au microscope, ce qui permet de confirmer le diagnostic. Source : <http://www.endometriose.ch/fr/diagnose/>.

Trocart : instrument chirurgical qui se présente sous la forme d'une tige cylindrique creuse, pointue et coupante à son extrémité et surmontée d'un manche. Le trocart sert à faire des ponctions et des biopsies. A la fin de la procédure, la canule reste en place pour aider l'évacuation des fluides. Le trocart peut également être associé à un système optique pour effectuer une exploration visuelle de la zone concernée (par exemple, une arthroscopie). Dans le cas d'une lobotomie, le trocart porte le nom de leucotome. Le nom de trocart vient de trois-quarts car la pointe triangulaire se présente sous la forme de trois arêtes tranchantes. Source : <http://fr.wikipedia.org/wiki/Trocart>.

Vidéoscopie : variété de fibroscopie effectuée à l'aide de fibroscopes munis à leur extrémité d'une micro-caméra de télévision. Source : www.vulgaris-medical.com.