



HAL
open science

Étude comparative scannographique du positionnement de l'implant glénoïdien dans le cadre de prothèses d'épaule naviguées et non naviguées planifiées

Aurélie Wolf

► **To cite this version:**

Aurélie Wolf. Étude comparative scannographique du positionnement de l'implant glénoïdien dans le cadre de prothèses d'épaule naviguées et non naviguées planifiées. Médecine humaine et pathologie. 2021. dumas-03414532

HAL Id: dumas-03414532

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03414532>

Submitted on 4 Nov 2021

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.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - ShareAlike 4.0 International License

UNIVERSITÉ DE MONTPELLIER
FACULTÉ DE MÉDECINE MONTPELLIER-NÎMES

THÈSE

Pour obtenir le titre de
DOCTEUR EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement
Par

Aurélié WOLF

le 24 septembre 2021

TITRE

Étude comparative scannographique du positionnement de l'implant
glénoïdien dans le cadre de prothèses d'épaule naviguées et non
naviguées planifiées

Directeur de thèse : Professeur Bertrand COULET

JURY

Président :	Professeur Michel CHAMMAS
Directeur de thèse :	Professeur Bertrand COULET
Assesseur :	Professeur François CANOVAS
Membre invité :	Docteur Pierre-Henri FLURIN

UNIVERSITÉ DE MONTPELLIER
FACULTÉ DE MÉDECINE MONTPELLIER-NÎMES

THÈSE

Pour obtenir le titre de
DOCTEUR EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement
Par

Aurélié WOLF

le 24 septembre 2021

TITRE

Étude comparative scannographique du positionnement de l'implant
glénoïdien dans le cadre de prothèses d'épaule naviguées et non
naviguées planifiées

Directeur de thèse : Professeur Bertrand COULET

JURY

Président :	Professeur Michel CHAMMAS
Directeur de thèse :	Professeur Bertrand COULET
Assesseur :	Professeur François CANOVAS
Membre invité :	Docteur Pierre-Henri FLURIN

ANNEE UNIVERSITAIRE 2020 - 2021

PERSONNEL ENSEIGNANT

Professeurs Honoraires

ALBAT Bernard	BRUNEL Michel	HUMEAU Claude	MIRO Luis
ALLIEU Yves	CANAUD Bernard	JAFFIOL Claude	NAVARRO Maurice
ALRIC Robert	CHAPTAL Paul-André	JANBON Charles	NAVRATIL Henri
ARNAUD Bernard	CIURANA Albert-Jean	JANBON François	OTHONIEL Jacques
ASENCIO Gérard	CLOT Jacques	JARRY Daniel	PAGES Michel
ASTRUC Jacques	COSTA Pierre	JOURDAN Jacques	PEGURET Claude
AUSSILLOUX Charles	D'ATHIS Françoise	KLEIN Bernard	PELISSIER Jacques
AVEROUS Michel	DEMAILLE Jacques	LAFFARGUE François	PETIT Pierre
AYRAL Guy	DESCOMPS Bernard	LALLEMANT Jean Gabriel	POUGET Régis
BAILLAT Xavier	DIMEGLIO Alain	LAMARQUE Jean-Louis	PUJOL Henri
BALDET Pierre	DUBOIS Jean Bernard	LAPEYRIE Henri	RABISCHONG Pierre
BALDY-MOULINIER Michel	DUJOLS Pierre	LEROUX Jean-Louis	RAMUZ Michel
BALMES Jean-Louis	DUMAS Robert	LESBROS Daniel	REBOUL Jean
BANSARD Nicole	DUMAZER Romain	LOPEZ François Michel	RIEU Daniel
BAYLET René	ECHENNE Bernard	LORiot Jean	ROCHEFORT Henri
BILLIARD Michel	FABRE Serge	LOUBATIERES Marie Madeleine	ROUANET DE VIGNE LAVIT Jean Pierre
BLARD Jean-Marie	FREREBEAU Philippe	MAGNAN DE BORNIER Bernard	SAINT AUBERT Bernard
BLAYAC Jean Pierre	GALIFER René Benoît	MARTY ANE Charles	SANCHO-GARNIER Hélène
BLOTMAN Francis	GODLEWSKI Guilhem	MARY Henri	SANY Jacques
BONNEL François	GRASSET Daniel	MATHIEU-DAUDE Pierre	SEGNARBIEUX François
BOURGEOIS Jean-Marie	GUILHOU Jean-Jacques	MEYNADIER Jean	SENAC Jean-Paul
BOUSQUET Jean	GUI TER Pierre	MICHEL François-Bernard	SERRE Arlette
BRUEL Jean Michel	HEDON berbard	MION Charles	SOLASSOL Claude
BUREAU Jean-Paul	HERTAULT Jean	MION Henri	VIDAL Jacques
			VISI ER Jean Pierre

Professeurs Emérites

ARTUS Jean-Claude	LE QUELLEC Alain
BLANC François	MARES Pierre
BONAFE Alain	MAUDELONDE Thierry
BOULENGER Jean-Philippe	MAURY Michèle
BOURREL Gérard	MESSNER Patrick
BRINGER Jacques	MILLAT Bertrand
CLAUSTRES Mireille	MONNIER Louis
DAURES Jean-Pierre	MOURAD Georges
DAUZAT Michel	PREFAUT Christian
DAVY Jean-Marc	PUJOL Rémy
DEDET Jean-Pierre	RIBSTEIN Jean
ELEDJAM Jean-Jacques	SCHVED Jean-François
GROLLEAU RAOUX Robert	SULTAN Charles
GUERRIER Bernard	TOUCHON Jacques
GUILLOT Bernard	UZIEL Alain
JONQUET Olivier	VOISIN Michel
LANDAIS Paul	ZANCA Michel
LARREY Dominique	

Docteurs Emérites

PRAT Dominique
PUJOL Joseph

ANNEE UNIVERSITAIRE 2020 - 2021

PERSONNEL ENSEIGNANT

Professeurs des Universités - Praticiens Hospitaliers

PU-PH de classe exceptionnelle

ALRIC Pierre	Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire (option chirurgie vasculaire)
BACCINO Eric	Médecine légale et droit de la santé
BASTIEN Patrick	Parasitologie et mycologie
BEREGI Jean-Paul	Radiologie et imagerie médicale
BLAIN Hubert	Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement, médecine générale, addictologie
BOULOT Pierre	Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale
CAPDEVILA Xavier	Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire
CHAMMAS Michel	Chirurgie orthopédique et traumatologique
COLSON Pascal	Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire
COMBE Bernard	Rhumatologie
COSTES Valérie	Anatomie et cytologie pathologiques
COTTALORDA Jérôme	Chirurgie infantile
COUBES Philippe	Neurochirurgie
COURTET Philippe	Psychiatrie d'adultes ; addictologie
CRAMPETTE Louis	Oto-rhino-laryngologie
CRISTOL Jean Paul	Biochimie et biologie moléculaire
CYTEVAL Catherine	Radiologie et imagerie médicale
DE LA COUSSAYE Jean Emmanuel	Médecine d'urgence
DE WAZIERES Benoît	Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement, médecine générale, addictologie
DELAPORTE Eric	Maladies infectieuses ; maladies tropicales
DEMOLY Pascal	Pneumologie ; addictologie
DOMERGUE Jacques	Chirurgie viscérale et digestive

DUFFAU Hugues	Neurochirurgie
ELIAOU Jean François	Immunologie
FABRE Jean Michel	Chirurgie viscérale et digestive
FRAPIER Jean-Marc	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
HAMAMAH Samir	Biologie et Médecine du développement et de la reproduction ; gynécologie médicale
HERISSON Christian	Médecine physique et de réadaptation
JABER Samir	Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire
JEANDEL Claude	Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement, médecine générale, addictologie
JORGENSEN Christian	Thérapeutique ; médecine d'urgence ; addictologie
KOTZKI Pierre Olivier	Biophysique et médecine nucléaire
LABAUGE Pierre	Neurologie
LEFRANT Jean-Yves	Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire
LEHMANN Sylvain	Biochimie et biologie moléculaire
LUMBROSO Serge	Biochimie et Biologie moléculaire
MERCIER Jacques	Physiologie
MEUNIER Laurent	Dermato-vénéréologie
MONDAIN Michel	Oto-rhino-laryngologie
MORIN Denis	Pédiatrie
PAGEAUX Georges-Philippe	Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie
PUJOL Pascal	Biologie cellulaire
QUERE Isabelle	Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire (option médecine vasculaire)
RENARD Eric	Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques ; gynécologie médicale
REYNES Jacques	Maladies infectieuses, maladies tropicales
RIPART Jacques	Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire
ROUANET Philippe	Cancérologie ; radiothérapie
SOTTO Albert	Maladies infectieuses ; maladies tropicales
TAOUREL Patrice	Radiologie et imagerie médicale

TOUITOU Isabelle	Génétique
VANDE PERRE Philippe	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
YCHOU Marc	Cancérologie ; radiothérapie

PU-PH de 1^{re} classe

AGUILAR MARTINEZ Patricia	Hématologie ; transfusion
ASSENAT Éric	Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie
AVIGNON Antoine	Nutrition
AZRIA David	Cancérologie ; radiothérapie
BAGHDADLI Amaria	Pédopsychiatrie ; addictologie
BLANC Pierre	Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie
BORIE Frédéric	Chirurgie viscérale et digestive
BOURDIN Arnaud	Pneumologie ; addictologie
CAMBONIE Gilles	Pédiatrie
CAMU William	Neurologie
CANOVAS François	Anatomie
CAPTIER Guillaume	Anatomie
CARTRON Guillaume	Hématologie ; transfusion
CAYLA Guillaume	Cardiologie
CHANQUES Gérald	Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire
CORBEAU Pierre	Immunologie
COULET Bertrand	Chirurgie orthopédique et traumatologique
CUVILLON Philippe	Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire
DADURE Christophe	Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire
DAUVILLIERS Yves	Physiologie
DE TAYRAC Renaud	Gynécologie-obstétrique, gynécologie médicale
DE VOS John	Histologie, embryologie et cytogénétique

DEMARIA Roland	Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire
DEREURE Olivier	Dermatologie - vénéréologie
DROUPY Stéphane	Urologie
DUCROS Anne	Neurologie
DUPEYRON Arnaud	Médecine physique et de réadaptation
FESLER Pierre	Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement, médecine générale, addictologie
GARREL Renaud	Oto-rhino-laryngologie
GENEVIEVE David	Génétique
GUILLAUME Sébastien	Psychiatrie d'adultes ; addictologie
GUIU Boris	Radiologie et imagerie médicale
HAYOT Maurice	Physiologie
HOUEDE Nadine	Cancérologie ; radiothérapie
KLOUCHE Kada	Médecine intensive-réanimation
KOENIG Michel	Génétique
KOUYOUMDJIAN Pascal	Chirurgie orthopédique et traumatologique
LAFFONT Isabelle	Médecine physique et de réadaptation
LAVABRE-BERTRAND Thierry	Histologie, embryologie et cytogénétique
LAVIGNE Jean-Philippe	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
LE MOING Vincent	Maladies infectieuses ; maladies tropicales
LECLERCQ Florence	Cardiologie
MARIANO-GOULART Denis	Biophysique et médecine nucléaire
MATECKI Stéfan	Physiologie
MORANNE Olivier	Néphrologie
MOREL Jacques	Rhumatologie
NAVARRO Francis	Chirurgie viscérale et digestive
NOCCA David	Chirurgie viscérale et digestive
PASQUIE Jean-Luc	Cardiologie

PERNEY Pascal

Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement, médecine générale, addictologie

PRUDHOMME Michel

Anatomie

PUJOL Jean Louis

Pneumologie ; addictologie

PURPER-OUAKIL Diane

Pédopsychiatrie ; addictologie

ROGER Pascal

Anatomie et cytologie pathologiques

TRAN Tu-Anh

Pédiatrie

VERNHET Héléne

Radiologie et imagerie médicale

PU-PH de 2ème classe

BOURGIER Céline

Cancérologie; radiothérapie

CANAUD Ludovic

Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire (option chirurgie vasculaire)

CAPDEVIELLE Delphine

Psychiatrie d'Adultes ; addictologie

CLARET Pierre-Géraud

Médecine d'urgence

COLOMBO Pierre-Emmanuel

Cancérologie ; radiothérapie

COSTALAT Vincent

Radiologie et imagerie médicale

DAIEN Vincent

Ophthalmologie

DORANDEU Anne

Médecine légale et droit de la santé

FAILLIE Jean-Luc

Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique ; addictologie

FUCHS Florent

Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale

GABELLE DELOUSTAL Audrey

Neurologie

GAUJOUX Viola Cécile

Rhumatologie

GODREUIL Sylvain

Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière

GUILPAIN Philippe

Médecine Interne, gériatrie et biologie du vieillissement; addictologie

HERLIN Christian

Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique, brulologie

IMMEDIATO DAIEN Claire

Rhumatologie

JACOT William

Cancérologie ; Radiothérapie

JEZIORSKI Eric

Pédiatrie

JUNG Boris	Médecine intensive-réanimation
KALFA Nicolas	Chirurgie infantile
LACHAUD Laurence	Parasitologie et mycologie
LALLEMANT Benjamin	Oto-rhino-laryngologie
LE QUINTREC DONNETTE Moglie	Néphrologie
LETOUZEY Vincent	Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale
LONJON Nicolas	Neurochirurgie
LOPEZ CASTROMAN Jorge	Psychiatrie d'Adultes ; addictologie
LUKAS Cédric	Rhumatologie
MENJOT de CHAMPFLEUR Nicolas	Radiologie et imagerie médicale
MILLET Ingrid	Radiologie et imagerie médicale
MURA Thibault	Biostatistiques, informatique médicale et technologies de la communication
NAGOT Nicolas	Biostatistiques, informatique médicale et technologies de la communication
OLIE Emilie	Psychiatrie d'adultes; addictologie
PANARO Fabrizio	Chirurgie viscérale et digestive
PARIS Françoise	Biologie et médecine du développement et de la reproduction ; gynécologie médicale
PELLESTOR Franck	Histologie, embryologie et cytogénétique
PEREZ MARTIN Antonia	Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire (option médecine vasculaire)
POUDEROUX Philippe	Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie
RIGAU Valérie	Anatomie et cytologie pathologiques
RIVIER François	Pédiatrie
ROSSI Jean François	Hématologie ; transfusion
ROUBILLE François	Cardiologie
SEBBANE Mustapha	Médecine d'urgence
SIRVENT Nicolas	Pédiatrie
SOLASSOL Jérôme	Biologie cellulaire
STOEBNER Pierre	Dermato-vénéréologie



SULTAN Ariane	Nutrition
THOUVENOT Éric	Neurologie
THURET Rodolphe	Urologie
TUAILLON Edouard	Bactériologie-virologie; hygiène hospitalière
VENAIL Frédéric	Oto-rhino-laryngologie
VILLAIN Max	Ophthalmologie
VINCENT Denis	Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement, médecine générale, addictologie
VINCENT Thierry	Immunologie
WOJTUSCISZYN Anne	Endocrinologie-diabétologie-nutrition

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

1^{re} classe :

COLINGE Jacques (Cancérologie, Signalisation cellulaire et systèmes complexes)
LAOUJ CHENIVESSE Dalila (Biochimie et biologie moléculaire)
VISIER Laurent (Sociologie, démographie)

PROFESSEURS DES UNIVERSITES - Médecine générale

1^{re} classe :

LAMBERT Philippe
AMOUYAL Michel

PROFESSEURS ASSOCIES - Médecine Générale

CLARY Bernard
DAVID Michel
GARCIA Marc



PROFESSEURS ASSOCIES - Médecine

BESSIS Didier (Dermato-vénérologie)

MEUNIER Isabelle (Ophtalmologie)

MULLER Laurent (Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire)

PERRIGAULT Pierre-François (Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire)

QUANTIN Xavier (Pneumologie)

ROUBERTIE Agathe (Pédiatrie)

VIEL Eric (Soins palliatifs et traitement de la douleur)

ANNEE UNIVERSITAIRE 2020 - 2021

PERSONNEL ENSEIGNANT

Maîtres de Conférences des Universités - Praticiens Hospitaliers

MCU-PH Hors classe - Echelon Exceptionnel

RICHARD Bruno	Médecine palliative
SEGONDY Michel	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière

MCU-PH Hors classe

BADIOU Stéphanie	Biochimie et biologie moléculaire
BOULLE Nathalie	Biologie cellulaire
CACHEUX-RATABOUL Valère	Génétique
CARRIERE Christian	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
CHARACHON Sylvie	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
FABBRO-PERAY Pascale	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
GIANSILY-BLAIZOT Muriel	Hématologie ; transfusion

MCU-PH de 1^{re} classe

BERTRAND Martin	Anatomie
BOUDOUSQ Vincent	Biophysique et médecine nucléaire
BRET Caroline	Hématologie biologique
BROUILLET Sophie	Biologie et médecine du développement et de la reproduction ; gynécologie médicale
COSSEE Mireille	Génétique
GIRARDET-BESSIS Anne	Biochimie et biologie moléculaire
LAVIGNE Géraldine	Hématologie ; transfusion
LESAGE François-Xavier	Médecine et Santé au Travail
MARTRILLE Laurent	Médecine légale et droit de la santé
MATHIEU Olivier	Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique ; addictologie



MOUZAT Kévin	Biochimie et biologie moléculaire
PANABIÈRES Catherine	Biologie cellulaire
RAVEL Christophe	Parasitologie et mycologie
SCHUSTER-BECK Iris	Physiologie
STERKERS Yvon	Parasitologie et mycologie
THEVENIN-RENE Céline	Immunologie
<u>MCU-PH de 2^{ème} classe</u>	
BERGOUGNOUX Anne	Génétique
CHIRIAC Anca	Immunologie
DE JONG Audrey	Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire
DU THANH Aurélie	Dermato-vénéréologie
FITENI Frédéric	Cancérologie ; radiothérapie
GOUZI Farès	Physiologie
HERRERO Astrid	Chirurgie viscérale et digestive
HUBERLANT Stéphanie	Gynécologie-obstétrique ; Gynécologie médicale
KUSTER Nils	Biochimie et biologie moléculaire
MAKINSON Alain	Maladies infectieuses, Maladies tropicales
PANTEL Alix	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
PERS Yves-Marie	Thérapeutique; addictologie
ROUBILLE Camille	Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; addictologie
SZABLEWSKY	Anatomie et cytologie pathologiques



Maîtres de Conférences des Universités - Médecine Générale

MCU-MG de 1^{ère} classe

COSTA David

OUDE ENGBERINK Agnès

MCU-MG de 2^{ème} classe

FOLCO-LOGNOS Béatrice

CARBONNEL François

Maîtres de Conférences associés - Médecine Générale

CAMPAGNAC Jérôme

LOPEZ Antonio

MILLION Elodie

PAVAGEAU Sylvain

REBOUL Marie-Catherine

SERAYET Philippe

ANNEE UNIVERSITAIRE 2020 - 2021

PERSONNEL ENSEIGNANT

Maitres de Conférences des Universités

Maitres de Conférences hors classe

BADIA Eric	Sciences biologiques fondamentales et cliniques
CHAZAL Nathalie	Biologie cellulaire

Maitres de Conférences de classe normale

BECAMEL Carine	Neurosciences
BERNEX Florence	Physiologie
CHAUMONT-DUBEL Séverine	Sciences du médicament et des autres produits de santé
DELABY Constance	Biochimie et biologie moléculaire
GUGLIELMI Laurence	Sciences biologiques fondamentales et cliniques
HENRY Laurent	Sciences biologiques fondamentales et cliniques
HERBET Guillaume	Neurosciences
LADRET Véronique	Mathématiques appliquées et applications des mathématiques
LAINE Sébastien	Sciences du Médicament et autres produits de santé
LE GALLIC Lionel	Sciences du médicament et autres produits de santé
LOZZA Catherine	Sciences physico-chimiques et technologies pharmaceutiques
MAIMOUN Laurent	Sciences physico-chimiques et ingénierie appliquée à la santé
MOREAUX Jérôme	Science biologiques, fondamentales et cliniques
MORITZ-GASSER Sylvie	Neurosciences
MOUTOT Gilles	Philosophie
PASSERIEUX Emilie	Physiologie
RAMIREZ Jean-Marie	Histologie
RAYNAUD Fabrice	Sciences du Médicament et autres produits de santé
TAULAN Magali	Biologie Cellulaire

ANNEE UNIVERSITAIRE 2020 - 2021

PERSONNEL ENSEIGNANT

Praticiens Hospitaliers Universitaires

BARATEAU Lucie	Physiologie
BASTIDE Sophie	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
CAZAUBON Yoann	Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique ; addictologie
DAGNEAUX Louis	Chirurgie orthopédique et traumatologique
DUFLOS Claire	Biostatistiques, informatique médicale et technologies de la communication
GOULABCHAND Radjiv	Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; addictologie
LATTUCA Benoit	Cardiologie
MARIA Alexandre	Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; addictologie
MIOT Stéphanie	Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; addictologie
SARRABAY Guillaume	Génétique
SOUCHE François-Régis	Chirurgie viscérale et digestive

ANNEE UNIVERSITAIRE 2020 - 2021

PERSONNEL ENSEIGNANT

PH chargés d'enseignements

ABOUKRAT Patrick	BLANCHET Catherine	COROIAN Flavia-Oana	GINIES Patrick
AKKARI Mohamed	BLATIERE Véronique	COUDRAY Sarah	GRECO Frédéric
ALRIC Jérôme	BOBBIA Xavier	CRANSAC Frédéric	GUEDJ Anne Marie
AMEDRO Pascal	BOGE Gudrun	CUNTZ Danielle	GUYON Gaël
AMOUREUX Cyril	BOURRAIN Jean Luc	DARDALHON Brigitte	HENRY Vincent
ANTOINE Valéry	BOUYABRINE Hassan	DAVID Aurore	JAMMET Patrick
ARQUIZAN Caroline	BRINGER-DEUTSCH Sophie	DE BOUTRAY Marie	JEDRYKA François
ATTALIN Vincent	BRINGUIER BRANCHEREAU Sophie	DE LA TRIBONNIÈRE Xavier	JREIGE Riad
AYRIGNAC Xavier	BRISOT Dominique	DEBIEN Blaise	KINNE Mélanie
BADR Maliha	BRONER Jonathan	DELPONT Marion	LABARIAS Coralie
BAIS Céline	CADE Stéphane	DENIS Hélène	LACAMBRE Mathieu
BARBAR Saber Davide	CAIMMI Davide Paolo	DEVILLE de PERIERE Gilles	LANG Philippe
BASSET Didier	CARR Julie	DJANIKIAN Flora	LAZERGES Cyril
BATIFOL Dominique	CARTIER César	DONNADIEU-RIGOLE Hélène	LE GUILLOU Cédric
BATTISTELLA Pascal	CASPER Thierry	FAIDHERBE Jacques	LEGLISE Marie Suzanne
BAUCHET Luc	CASSINOTTO Christophe	FATTON Brigitte	LOPEZ Régis
BENEZECH Jean-Pierre	CATHALA Philippe	FAUCHERRE Vincent	LUQUIENS Amandine
BENNYS Karim	CAZABAN Michel	FILLERON Anne	MANZANERA Cyril
BERNARD Nathalie	CHARBIT Jonathan	FITENI Frédéric	MARGUERITTE Emmanuel
BERTCHANSKY Ivan	CHEVALLIER Thierry	FOURNIER Philippe	MARTIN Lucille
BIBOULET Philippe	CHEVALLIER-MICHAUD Josyane	GAILLARD Nicolas	MATTATIA Laurent
BIRON-ANDREANI Christine	COLIN Olivier	GALMICHE Sophie	MEROUEH Fadi
BLANC Brigitte	CONSEIL Mathieu	GENY Christian	MEYER Pierre
BLANCHARD Sylvie	CORBEAU Catherine	GERONIMI Laetitia	MILESI Christophe



MORAU Estelle	SEGURET Fabienne
MOSER Camille	SENESSE Pierre
MOUSTY Eve	SKALLI EI Medhi
MOUTERDE Gaël	SOLA Christelle
PANSARD Nicole	SOULLIER Camille
PERNIN Vincent	STOEBNER DELBARRE Anne
PERRIGAULT Pierre François	TEOT Luc
PEYRON Pierre-Antoine	THIRION Marina
PICARD Eric	VACHIERY-LAHAYE Florence
PICOT Marie Christine	VERNES Eric
PIERONI Laurence	VINCENT Laure
POQUET Héléne	WAGNER Laurent
PUJOL Sarah-Lise	ZERKOWSKI Laetitia
PUPIER Florence	
QUANTIN Xavier	
RAFFARD Laurence	
RAPIDO Francesca	
RIBRAULT Alice	
RICHAUD-MOREL Brigitte	
RIDOLFO Jérôme	
RIPART Sylvie	
RONGIERES Michel	
ROULET Agnès	
RUBENOVITCH Josh	
SANTONI Fannie	
SASSO Milène	
SCHULDINER Sophie	

Remerciements

À mon Maître et Président de thèse,

Monsieur le Professeur Michel Chammas

Professeur de chirurgie orthopédique et traumatologique, chirurgien de la main

CHU Montpellier

Vous me faites l'honneur de présider mon jury et de juger mon travail de thèse et je vous en remercie.

J'admire votre connaissance immense en chirurgie orthopédique et votre rigueur.

J'ai beaucoup appris à vos côtés.

Vos qualités scientifiques et chirurgicales restent un modèle.

Je suis extrêmement fière d'avoir pu me former dans votre service et de pouvoir continuer ma formation en son sein.

À mon Maître et Directeur de thèse,

Monsieur le Professeur Bertrand Coulet,

Professeur de chirurgie orthopédique et traumatologique, chirurgien de la main

CHU Montpellier

Je vous remercie de me faire l'honneur de diriger et de juger mon travail de thèse.

Je vous suis très reconnaissante de m'avoir proposé un sujet de thèse aussi innovant et intéressant.

Ce fut un immense honneur de me former à vos côtés.

Être au bloc opératoire avec vous m'a toujours réjouie tant par vos qualités chirurgicales que par nos échanges et votre bonne humeur.

J'admire beaucoup vos talents oratoires.

J'espère me rendre digne du travail que vous m'aviez confié.

À mon Maître et juge,

Monsieur le Professeur François Canovas

Professeur d'Anatomie, chirurgien orthopédique et traumatologique

CHU Montpellier

Je vous remercie de me faire l'honneur de juger mon travail de thèse.

J'ai pu appréhender la chirurgie du membre inférieur dans votre service et je vous en suis reconnaissante.

J'ai beaucoup apprécié travailler à vos côtés et je vous prie de croire en ma profonde estime.

À mon juge,

Monsieur le Docteur Pierre-Henri Flurin,

Chirurgien orthopédique et traumatologique,

Clinique du Sport à Bordeaux,

Je vous remercie de me faire l'honneur de juger mon travail de thèse.

Je vous remercie infiniment d'avoir accepté d'être dans mon jury et de venir spécialement de Bordeaux.

J'admire votre très grande contribution scientifique dans le domaine de la chirurgie de l'épaule et dans le développement d'innovations chirurgicales.

Je me réjouis que vous apportiez cette vision complémentaire de l'école montpelliéraine concernant mon sujet et que vous nous fassiez l'honneur d'enrichir nos connaissances.

À mes Maîtres, Chefs de service et anciens :

À Monsieur le Professeur Olivier Gagey, vous êtes le premier chirurgien orthopédique à m'avoir donné envie d'être chirurgienne. Je me rappellerai toujours de vos cours d'anatomie de première année de médecine qui me passionnaient. Vous nous présentiez toujours l'épaule comme une articulation fascinante. Merci pour votre enseignement et la qualité des cours de dissection.

À Monsieur le Professeur Thierry Bégué, merci pour votre accueil et vos enseignements lors de mon externat. Je vous remercie encore pour votre confiance, votre gentillesse, vos propos encourageants et vos conseils pour mon immigration dans le sud.

À Monsieur le Docteur Jean-Yves Camous, merci pour votre accueil en tant que toute jeune interne lors de mon premier semestre. Merci pour votre patience, votre enseignement, votre gentillesse et votre humour. Vous êtes le premier chirurgien de mon internat à m'avoir fait confiance et à m'avoir tendu le bistouri et je vous en suis pour toujours reconnaissante.

À Monsieur le Professeur Gérard Ascensio, merci pour votre grande rigueur et votre professionnalisme.

À Monsieur le Professeur Pascal Kouyoumdjian, merci pour la transmission de vos connaissances concernant la chirurgie du rachis. J'admire vos capacités à superviser l'équipe de chirurgiens de Nîmes.

À Monsieur le Professeur Philippe Maury, merci pour votre extrême rigueur chirurgicale. Aucun geste chirurgical ne vous faisait peur. J'admire votre implication auprès des patients, et vos planifications géométriques préopératoires. Je me rappellerai toujours cette prothèse d'un héli-bassin : quel voyage chirurgical !

À Monsieur le Professeur Christian Herlin, merci de m'avoir accueillie dans votre service de chirurgie plastique. J'y ai découvert la rigueur et la précision des lambeaux chirurgicaux. Votre service m'a apporté cette vision complémentaire de chirurgie des parties molles à la chirurgie orthopédique et je vous en suis très reconnaissante.

À Monsieur le Professeur Gilles Dautel, merci infiniment de m'avoir accueillie dans votre service en tant qu'inter-CHU. Veuillez croire en ma très grande admiration. Vous êtes un chirurgien hors pair, et d'une humanité très inspirante. J'ai découvert la chirurgie de la main et les spécificités complexes des mains congénitales dans votre service. Ce fut un immense honneur d'apprendre dans votre service.

À Monsieur le Professeur Jérôme Cottalorda, un grand merci pour la qualité de votre enseignement en chirurgie pédiatrique. Vous avez toujours pris le temps de nous expliquer les spécificités de l'enfant et c'était un vrai plaisir de travailler dans votre service.

Aux chirurgiens rencontrés lors de mon internat (du premier au dernier semestre) :

À l'équipe des chirurgiens orthopédiques de Béziers : au Docteur Fabrice Bellot, merci pour ta gentillesse et ta patience. Au Docteur Charles Besombes, merci pour ta gentillesse ; c'est avec toi que j'ai vu la première coiffe des rotateurs. J'ai tout de suite voulu apprendre à jongler avec tous ces fils. Au Docteur Salah Eddine Gati, merci pour vos qualités chirurgicales et vos conseils. Au Docteur Nikolai Popov, merci pour ta gentillesse, les cafés partagés et les discussions philosophiques. Au Docteur Valeriu Startun, merci pour votre rigueur chirurgicale et votre patience.

À l'équipe des chirurgiens orthopédiques de Nîmes : au Docteur Nicolas Cellier, merci d'avoir partagé ta passion de la chirurgie des pieds et ton accent sans égal. Merci d'avoir partagé un lulu à chaque garde et de cette ambiance familiale. Au Docteur Remy Coulomb, merci pour ton humour et ton aisance chirurgicale ; merci pour toutes ces soirées arrosées lors de mon été. Au Docteur Régis Gamain, merci pour tes enseignements et toutes ces discussions où on nous refaisons le monde. Au Docteur Jean-Sébastien Karp, merci pour ta confiance lors de ces nombreuses gardes ensemble ; un immense merci pour ta générosité, d'avoir insisté à chaque fois pour partager des barbecues, tout en respectant mon régime alimentaire. Au Docteur Philippe Marchand, merci pour tes propos rassurants « j'étais un interne très très nul » et pour avoir partagé ta vision de la navigation des prothèses de genou. Au Docteur Olivier Mares, merci pour tout ce que tu m'as appris ; merci pour ton implication dans la formation des internes ; merci pour toutes les soirées arrosées partagées en équipe. Au Docteur Bernard Mégy, merci pour ta confiance au bloc opératoire, et en souvenir de ces pas de rock endiablés à la Féria. Au Docteur Aymeric Weiss, merci pour ta rigueur extrême que je n'ai malheureusement qu'entr'aperçue à la fin de mon semestre et merci pour ta bonne humeur.

À l'équipe des chirurgiens orthopédiques de Montpellier – membre inférieur ou « patte arrière » : au Docteur Louis Dagneaux, Roi Louis, merci pour ta rigueur et ton enseignement. J'admire ta ténacité (éternel chat noir ?), ton implication et ton désir de transmettre aux plus jeunes. Au Docteur Patrick Faure, merci pour ta jovialité permanente et tes réflexions sociologiques et spirituelles sur la vie. Au Docteur Florent Gaillard, merci

pour ta patience, tes qualités chirurgicales et ta gentillesse. Au Docteur Clément Granier, merci pour ta bonne humeur, ta confiance et de m'avoir si bien guidée dans les prothèses du genou. Au Docteur Mazen Hamoui, merci pour ta rigueur et ton implication auprès des malades. Tu ne recules devant aucun chantier et c'est admirable. Au Docteur Etienne Maury, merci pour ton humour, ta gentillesse et ta patience. J'ai beaucoup appris à tes côtés. Au Docteur Thibaud Rodriguez, merci pour ton humour sans égal, ta bonne humeur et tes images Disney ; c'est avec toi que j'ai écrit mon premier article publié et je te remercie encore de ta patience, de ta confiance et de tes astuces du tableur Excel qui me servent encore aujourd'hui ! Au Docteur Camille Sleth, merci pour la force de tes convictions et de ta personnalité, et merci d'avoir été là quand j'en ai eu besoin.

A l'équipe des chirurgiens plasticiens de Montpellier : au Docteur Elena Ciucur en qui j'ai rencontré un modèle chirurgical. J'admire énormément ta rigueur, la quantité faramineuse de tes connaissances, ton implication auprès des patients, ton investissement permanent dans tout ce que tu entreprends. Ta vitesse et ta précision chirurgicale forcent l'admiration. Tu es bien plus qu'une chirurgienne de talent et je te remercie pour tout ce que tu m'as apporté et transmis, tant sur le plan professionnel que personnel. Aux Docteurs Farid Békara, Florian Boissière, Sergiu Fluieraru et Julien Gibrila, un grand merci pour votre accueil, le partage quotidien du café du matin et pour tout ce que vous m'avez transmis.

À l'équipe des chirurgiens de la main de Nancy :

Au Professeur Dap, merci pour votre accueil chaleureux, votre humour et votre gentillesse.

Au Docteur Lionel Athlani, merci pour ton enseignement, et ta persévérance pour la publication de mon premier article en tant que premier auteur. J'admire ta rigueur et tes qualités chirurgicales. Au Docteur Romain Detammaecker, merci pour ton accueil, ton humour et ta gentillesse. Au Docteur Juliette Lombard, merci pour la force de ton caractère, tes qualités chirurgicales, et ton accueil. Au Docteur Hugo Maschino, merci pour ta confiance et la qualité de ton enseignement. Au Docteur Sophie Sabau, merci pour ton accueil, ta gentillesse et ton humour.

À l'équipe des chirurgiens orthopédiques de Montpellier – membre supérieur :

Au Docteur Cyril Lazerges, merci pour toute ta rigueur et tes enseignements. C'est un plaisir de travailler avec toi. Grâce à tes remarques quand j'étais jeune interne, j'ai appris à cadrer un dossier et à organiser mes idées, et je t'en remercie.

Au Docteur Rémi Carré, c'est avec toi que j'ai fait mon premier passage dans le service. Tu m'as initiée aux premières clefs de la chirurgie orthopédique du membre supérieur. Un très grand merci pour tout ce que tu m'as appris et transmis ; tu restes un modèle de diplomatie et j'espère m'en inspirer pour la suite. Je te souhaite le meilleur dans l'avenir proche et lointain. Au Docteur Charline Garçon, merci de relever le niveau féminin au sein du service, j'espère être ta digne successeur entre Millau et Montpellier. Au Docteur Léo Chiche, merci pour tes enseignements précieux. Au Docteur Benjamin Degeorge, merci pour ton brin de folie, ta musique perchée et ton obsession des noms propres des techniques chirurgicales ; j'ai appris avec toi qu'on peut opérer vite et bien. Au Docteur Hugo Barret, merci d'apporter ce regard nouveau et très scientifique sur les pathologies rencontrées dans le service ; merci d'avoir cette si belle humanité. Je suis très heureuse de continuer à travailler avec toi. Au Docteur Salomé Ravoyard, merci pour ta franchise et ton côté direct ; j'admire ta qualité à aller droit au but. Je suis très contente qu'on puisse continuer à collaborer ensemble. . Au Docteur Paul Vial d'Allais, merci pour ta positivité et ton éternel humour ; merci pour toutes les conversations partagées à refaire le monde. Merci pour toutes ces photos de Millau qui font rêver; on ne se verra plus présentiel mais on s'appellera beaucoup dans l'année qui vient.

À l'équipe des chirurgiens orthopédiques pédiatriques de Montpellier : au Docteur Fanny Alkar, merci pour ta gentillesse, tes conseils avisés et ton enseignement. Au Docteur Marion Delpont, merci pour ta confiance et ton enseignement ; tes conseils ont été très appréciés pour aborder la spécialité pédiatrique, et également pour comprendre les paralysies obstétricales du plexus brachial. Je te souhaite de poursuivre ton chemin universitaire de conviction. Au Docteur Clément Jeandel, merci pour ton humour permanent, j'ai beaucoup apprécié d'opérer avec toi. Au Docteur Pauline Joly-Monrigal, merci pour ta gentillesse, ta confiance, et ta jovialité. J'ai beaucoup apprécié d'apprendre à tes côtés. Au Docteur Djamel Louahem, merci pour vos enseignements et vos précieux conseils. J'admire votre agilité chirurgicale. Au Docteur Petre Neagoe, merci pour ta

transmission sur les scolioses ; j'admire énormément tes capacités chirurgicales, et ta patience sur ces chirurgies longues du rachis.

À mes co-internes de Montpellier : Pierre-Emmanuel, merci pour ton dynamisme, ton investissement dans la spécialité et pour les internes ; je suis très contente de poursuivre mon assistanat avec toi. Manuel, merci pour ta gentillesse et ton sérieux, c'était un plaisir de travailler avec toi. Olivier, merci pour tous ces moments partagés, tes connaissances t'honorent, je suis sûre que j'apprécierai de continuer à travailler avec toi, première génération de « Docteur Junior ». Jeffrey, merci pour ta bonne humeur et ta capacité à travailler en groupe, ton rire et ta répartie. Romain, merci pour ton grand sens de la diplomatie et ta bonne humeur, je n'ai jamais eu aucun problème pour travailler avec toi, et c'était agréable. Lisa, merci pour ta positivité, ta gentillesse et ta facilité à travailler en équipe. Elie, merci pour ton calme et ta gentillesse. Alexandre, merci pour ta gentillesse, ta curiosité et ton entrain à partager ce que tu penses. Lara, merci pour ton énergie positive et ton dynamisme débordant. Traian, merci pour ta folie et ta bonne humeur, tu as été un frère pour moi.

Aux co-internes de Nancy : Anne-Charlotte, Bérangère et Océane, merci pour votre accueil, et toutes les soirées partagées place Stan' ou place Saint-Epvre. Aux Martins, merci pour votre accueil et vos connaissances qui m'ont fait beaucoup progresser. À Fred, merci pour ta gentillesse, et ta générosité immédiate. Tu m'as permis d'avoir un vélo dès mes premiers jours sur place. À Marine, merci pour ta générosité, ta jovialité, tous les moments de détente et toutes ces discussions où on a refait le monde. Malik, merci pour ta folie et ton intrépidité, merci pour toutes les soirées. Sam, merci pour ta gentillesse, tes réflexions sur l'humain et le monde, et toutes les soirées. Le Old Fashioned est maintenant une institution avec les cigares. Aux infirmiers et infirmières d'Émile Gallé, merci pour votre professionnalisme et votre accueil. Je me rappellerai toujours ma première garde et ce coup de fil à 21h « Aurélie, on a commandé des pizzas, on t'attend ».

Aux infirmières du service d'ortho 2 ultra-compétentes sans exception, gentilles, et avec qui il est très agréable de communiquer et de travailler. Aux infirmières de la consultation (et Mme Rampon !), c'est un plaisir de travailler avec vous. Vous êtes toujours souriantes et vos suggestions adéquates et précieuses ont été indispensables. Aux gypsothérapeutes et à nos kinésithérapeutes, merci pour votre travail formidable pour notre service. Aux infirmiers et infirmières du bloc opératoire qui aiment la chirurgie et qui rendent fluides les interventions.

Aux secrétaires de la consultation et du service, merci pour votre sérieux, votre efficacité et votre humour. Vous êtes une aide indispensable à l'organisation du service.

À Richard, alias Darling, alias D'amour, aucun mot ne serait suffisamment fort pour t'exprimer la puissance de mes sentiments. Tu es mon coup de foudre. Dès nos premiers moments ensemble, j'ai aimé ton humour, ton sourire et ton rire, ton intelligence, ton immense droiture morale, ton pragmatisme, ta folie et ton intégrité. Tu es le calme et mon repère dans la tempête. Ensemble, nous voyons toujours au-delà des cimes et je sais que rien ne peut nous arrêter. Un merci inconditionnel pour tout ce que tu m'apportes. Merci de me supporter. Je t'aime.

À mes parents, merci de m'avoir appris à ne jamais rien lâcher et à aller toujours jusqu'au bout. Merci de m'avoir donné le goût du travail et la soif d'être curieuse et de comprendre le monde. Merci pour votre soutien pendant ces dures années de labeur. Merci pour votre joie de vivre, et votre dynamisme très précieux pour moi. J'ai appris à vos côtés que rien n'était impossible. Je suis fière d'être votre fille.

À ma sœur et mes frères, Elise, Pierre et Jean, merci de m'avoir supportée pendant toutes ces années. Merci pour tous les moments de joie partagés (et il y en a eu beaucoup !). Merci de m'avoir aidée à me comprendre, m'accepter et m'aimer comme je suis. À Cyrille, Kéti et Camille, merci de leur apporter votre amour et votre gentillesse. Vous êtes cette deuxième moitié d'orange, si importante et précieuse dans la vie. Vous agrandissez la famille et c'est un réel plaisir de vous accueillir.

À ma première nièce, Circé, merci d'être née. Tu m'as offert ce statut de tata et j'en suis extrêmement fière. Tu es un être magnifique, souriant et très attachant. Je me rappellerai toujours ta petite odeur de bébé. Je serai toujours là pour toi.

À ma grand-mère, mamie, Mouné, merci pour ton accueil, ta générosité et ta gentillesse. Merci pour ton soutien permanent, quels que soient les circonstances. Je suis très admirative de ton intelligence, de ta culture et de ton grand sens de la diplomatie. Merci d'avoir réussi à réunir la famille pendant si longtemps. Saint-Amand-Montrond reste gravée dans mon cœur.

À ma deuxième maman, Marie-Paule, merci pour ta gentillesse, ton intelligence sociale, ton écoute et ton immense soutien. Tu as toujours cru en moi et tu m'as permis de déployer mes ailes. Merci à Jean d'être à tes côtés, et merci pour ton accueil et ta générosité.

À mes beaux-parents, Nacéra et Jean-Claude, merci pour votre accueil et votre capacité à m'accepter malgré mon caractère. Merci à Nacéra pour ta gentillesse, ta générosité et ta capacité à apporter toujours de l'amour à Richard, ce qui compte énormément pour

moi. Merci à Jean-Claude pour votre générosité, votre humour indomptable et votre intelligence. À ma belle-sœur, Débora, merci pour ta gentillesse, ta grande intelligence, ta positivité et ta générosité

Aux membres de ma famille : Jean-Pierre et Claudie, merci pour votre générosité et votre sens de l'hospitalité. Merci pour nos échanges qui m'ont permis de mieux appréhender le monde. Merci pour votre humour et tous ces moments partagés. J'admire la qualité de votre relation de couple. À Anne-Marie, merci pour ta générosité et tes talents culinaires, merci pour ton accueil. Merci de nous avoir réunis à nouveau. À mes cousines, Élodie et Mathilde, merci d'être dans ma famille. Vous êtes comme des sœurs pour moi. Merci pour vos joies, nos moments si précieux partagés, merci pour votre confiance et votre soutien. Merci de m'aimer comme je suis. À Mimi et Philippe, merci pour votre accueil et votre sourire. Merci d'apporter cette joie immense à ma mère. Aux parents de Cyrille, Michelle et Jacky, merci pour votre grande générosité, votre accueil et vos qualités humaines.

À Stephano, mon parrain, merci pour ta ponctualité pour mon anniversaire. Chaque année, depuis 28 ans... ! Merci pour ta gentillesse et ces très beaux moments partagés.

À mes amies de toujours : Marie, merci pour ton amitié. J'admire ton intelligence, ta très grande générosité, ton amitié, ta préoccupation pour le monde et ton souci du détail. Merci pour la confiance que tu m'as toujours montrée et pour ton soutien. Merci pour tous nos partages. À Lucile, merci pour ta confiance. Tu es la preuve des aléas de la vie : quoi qu'il arrive, où que l'on soit, l'amitié dépasse les frontières et on arrive toujours à se retrouver. Merci pour tous nos moments partagés, merci pour ta franchise, ton originalité et ton honnêteté. À Léa, merci d'être dans ma vie. Merci d'avoir fait le premier pas et de ne m'avoir jamais jugée. Merci pour ta confiance, la force de ton caractère, ta droiture et ton intrépidité. Merci pour nos voyages, et l'impossibilité de se disputer.

À toutes les personnes qui m'ont permis d'arriver au bout du chemin : à Pierre, à Monique et Fred, à Sarah, au CROUS, à Mme Catala, à toute la bande des Makabés, Maxime et Julien, Louise et Pilou, Elisabeth et Ondine, les vieux, les Américains, Mimi et la naissance de Bizbiz, à Flo, à Geoffrey, à Loick, à Nathalie, à la bande de critards, à Brigitte, à Hélène...

À ma chatte Princesse Rylie De Pinarelle, alias Bébou, merci pour ton amour, tes ronrons, ta curiosité, et ta beauté incroyable.

Sommaire

Sommaire	30
Introduction	31
Partie 1. Aide et outils au positionnement de l'implant glénoïdien : de l'imagerie en 3 dimensions à la navigation	35
1.1. Historique	35
1.2. La difficulté du positionnement de l'implant glénoïdien	36
1.3. Modélisation en trois dimensions	36
1.4. Instrumentation spécifique au patient	38
1.5. Navigation des prothèses d'épaule	41
1.6. Navigation via le système GPS Equinox® de la prothèse Exactech	43
1.6.1. La prothèse Exactech	43
1.6.2. Le système de navigation Equinox®	44
1.6.3. La technique opératoire	49
Partie 2 : Intérêt de la navigation pour le positionnement de l'implant glénoïdien dans les prothèses d'épaule Exactech : analyse comparative scannographique	56
2.1. Matériels et méthodes	56
2.1.1. Recueil des données	56
2.1.2. Données épidémiologiques	57
2.1.3. Evaluation tomodensitométrie préopératoire	59
2.1.4. Evaluation tomodensitométrie postopératoire	59
2.1.5. Caractéristiques glénoïdiennes natives	62
2.1.6. Critères de jugement	63
2.1.7. Evaluation statistique	64
2.2. Résultats	65
2.2.1. Est-ce que l'implant glénoïdien était positionné comme prévu en planification ?	65
2.2.2. Existait-il un allongement de la durée opératoire lorsque la prothèse était naviguée ?.....	67
2.2.3. Est-ce que la navigation diminuait l'effraction corticale des vis de la métaglène ?	68
2.2.4. Lors des erreurs de positionnement, dans quel sens allait l'anomalie de positionnement ?	69
2.2.5. Existait-il une différence entre les prothèses inversées et les prothèses anatomiques lorsqu'elles étaient naviguées ?	71
2.2.6. Quels étaient les caractéristiques épidémiologiques et cliniques des profils où la différence observée est la plus importante ?.....	72
2.2.7. Quels sont les morphologies de glène où la navigation semble indiquée ?.....	73
2.2.7. Existe-t-il une courbe d'apprentissage concernant la navigation ?.....	76
2.3. Discussion	78
Conclusion	83
Bibliographie	85
Serment	89
Résumé	90

Introduction

L'épaule est l'articulation la plus mobile du corps humain. Elle repose sur l'articulation scapulo-thoracique, acromio-claviculaire et gléno-humérale qui est une énarthrose. La tête humérale est une sphère qui s'articule avec la concavité de la glène. La faible surface de contact permet la circumduction. C'est l'épaule qui permet à la main de s'orienter dans l'espace avec une rotation de 135° de l'humérus autour de la scapula¹. Sa stabilité repose sur les différentes structures ligamentaires et capsulaires péri-articulaires. La coiffe des rotateurs est un ensemble de muscles stabilisateurs dynamiques de l'épaule².

Différentes pathologies peuvent altérer la fonction de l'épaule. Après l'échec d'une rééducation spécialisée, d'un traitement médical adapté avec des gestes infiltratifs, l'indication de prothèse d'épaule peut être posée.

La prothèse anatomique est indiquée dans le cadre des pathologies dégénératives et inflammatoires de l'épaule avec intégrité de la coiffe des rotateurs tels que la polyarthrite rhumatoïde, l'arthrose post-traumatique, l'ostéonécrose aseptique ou l'omarthrose primitive centrée³.

La prothèse inversée est indiquée dans le cadre de rupture massive de la coiffe des rotateurs⁴, d'arthrite inflammatoire, de fracture déplacée chez des patients âgés⁵, de séquelles de fracture⁶, d'omarthrose avec subluxation postérieure et glène biconcave⁷, de résection tumorale ou de séquelles infectieuses⁸.

La prothèse d'épaule moderne est née dans les années 50. Charles Neer a implanté la première prothèse d'épaule en 1951. L'indication initiale portait sur une

fracture de l'extrémité proximale de l'humérus. La première série publiée était une étude de 250 prothèses avec un taux de satisfaction élevé et des résultats fonctionnels excellents lorsque la coiffe des rotateurs était intacte ⁹.

Les premières prothèses inversées d'épaule sont apparues dans les années 70 mais il existait un nombre important de complications et de descellement du fait d'un défaut de positionnement du centre de rotation de l'épaule ¹⁰. C'est le Docteur P. Grammont, originaire de Dijon, qui est à l'origine du design des prothèses d'épaules inversées en 1985, dont la philosophie perdure encore aujourd'hui ¹¹. Deux innovations majeures ont conduit à son succès : un grand hémisphère métallique sans col au niveau de la glène et un insert en polyéthylène côté huméral couvrant moins de la moitié de l'hémisphère avec une orientation à 155°. La prothèse était composée d'un implant glénoïdien en céramique cimenté, d'une tige humérale en trompette permettant une cimentation ¹².

Au vu du nombre de descellement glénoïdien, une modification de l'implant a été réalisée. Il s'agissait alors d'une fixation par des vis divergentes pour permettre une compression dans l'os de l'implant : c'est la naissance de la Delta 3. L'implant glénoïdien n'est alors plus cimenté. Elle sera modifiée en 1995 avec l'apparition d'un plot central et l'augmentation de taille de la tige humérale ¹³. Il s'agissait initialement d'une tige humérale inlay, qui permettait de médialiser le centre de rotation de l'épaule ¹⁴.

L'idée principale de la prothèse inversée d'épaule réside dans la médialisation et l'abaissement du centre de rotation de l'épaule. Cela permet une augmentation du bras de levier du muscle deltoïde qui va pouvoir recréer un mouvement d'abduction et d'antépulsion.

Les prothèses d'épaules présentent des complications inhérentes à toute prothèse et spécifiques à leur conception, en particulier au niveau de l'implant glénoïdien. Le taux de « scapula notching » est de 29,4% en moyenne, portant sur une méta-analyse de

8258 prothèses. La majorité de ces complications était un stade 1 ou 2. Lorsqu'il s'agissait d'une chirurgie primaire, le taux de complication était deux fois moins important que lors d'une reprise ¹⁵.

Le taux de descellement aseptique glénoïdien était évalué à 1,16% et portait sur une analyse de 6583 prothèses. Ce taux était moins élevé lors des primo-implantations par rapport aux reprises. La prévalence était la plus élevée lorsqu'il s'agissait d'une arthrose avec perte osseuse. Le taux était le plus bas lorsque l'étiologie était une fracture de l'extrémité proximale de l'humérus ¹⁶.

Le positionnement de l'implant glénoïdien joue un rôle majeur à la fois d'un point de vue clinique et d'un point de vue de la longévité et du descellement précoce de la prothèse. De nombreux outils ont été progressivement mis en place pour aider à la visualisation de la morphologie native, à la compréhension des défauts importants et des rétroversions marquées, et au positionnement des implants. Dans un premier temps, nous verrons en détails ces différents outils.

La planification via un logiciel spécifique suivie par la navigation peropératoire est l'outil le plus abouti pour l'assistance à la primo-implantation. Notre étude porte sur la prothèse Exactech mise en place via le système Guided Personalized Surgery Equinox®. Une planification était systématiquement réalisée chez nos sujets. Une partie des prothèses ont été naviguées et d'autres n'ont pas pu l'être. Des scanners postopératoires ont été réalisés ainsi qu'une analyse précise du positionnement de l'implant glénoïdien comparative.

L'objectif principal de notre étude était de comparer la différence de positionnement par rapport à la planification de l'implant glénoïdien entre les prothèses

d'épaule naviguées et non naviguées. Nous partions de l'hypothèse que la navigation permettait une amélioration du positionnement de l'implant glénoïdien concernant la version et l'inclinaison.

Les objectifs secondaires étaient l'évaluation du pourcentage d'effraction corticale du plot central et des vis de l'implant glénoïdien, ainsi que la comparaison de la durée opératoire. Nous avons voulu également évaluer s'il existait un profil morphologique type où la navigation apportait une amélioration certaine. Nous avons également cherché à savoir s'il existait une courbe d'apprentissage concernant la navigation.

Partie 1. Aide et outils au positionnement de l'implant glénoïdien : de l'imagerie en 3 dimensions à la navigation

1.1. Historique

Le concept de navigation a d'abord été développé pour les prothèses de genou ¹⁷. Il a été prouvé qu'un mauvais alignement réduisait la durée de vie des prothèses ¹⁸. L'instrumentation traditionnelle semblait être une limite à un alignement mécanique satisfaisant. La première prothèse de genou naviguée a été posée en janvier 1997. Le concept de navigation du genou reposait alors sur la récupération de données morphologiques peropératoires et ne nécessitait pas d'acquisition d'imagerie spécifique préopératoire. Sur un écran de contrôle, pendant l'intervention chirurgicale, on recréait l'axe mécanique du membre inférieur en identifiant le centre de la tête fémorale, le centre du genou et de la cheville. D'autres systèmes d'aide au positionnement des implants ont également vu le jour avec des différences dans le traitement des images : soit à partir de fluoroscopie peropératoire soit à partir d'un scanner préopératoire ¹⁹.

La navigation peut être définie comme un système passif ou actif selon que le chirurgien garde la main sur le positionnement des implants ou doit suivre le concept du laboratoire industriel. Le système est également défini en ouvert ou fermé en fonction de la possibilité pour le chirurgien, au cours de l'intervention, de modifier les paramètres de positionnement.

1.2. La difficulté du positionnement de l'implant glénoïdien

La première cause d'échec des prothèses d'épaule (anatomique et inversée) est le descellement glénoïdien ²⁰. Les raisons avancées sont nombreuses. Le descellement de l'implant glénoïdien est lié à une mauvaise position, une correction incomplète de la perte osseuse et la persistance de la subluxation de la tête humérale. Une rétroversion entre 10° à 15° est associée à une augmentation du taux d'ostéolyse et à un plus haut niveau de stress au niveau de l'interface osseuse.

Il est souvent constaté un faible stock osseux glénoïdien, avec dans la majorité des cas une usure postérieure. L'anatomie native est variable d'un patient à un autre et il n'existe pas de consensus standardisé sur le bon positionnement de l'implant glénoïdien. L'exposition glénoïdienne peropératoire est souvent difficile ²¹. Le descellement précoce de l'implant glénoïdien est lié à des contraintes mécaniques en compression-cisaillement. Inversement, la modification de la géométrie de l'implant, l'alésage de l'os ou le cimentage, qui réduisent la concentration de contraintes autour du rebord glénoïdien, retarderaient probablement le descellement ²². Enfin, un chirurgien moins expérimenté rencontre des difficultés à une visualisation optimale de la glène et du positionnement idéal de l'implant glénoïdien.

1.3. Modélisation en trois dimensions

La première étape indispensable pour aider au positionnement de l'implant glénoïdien est de bien appréhender sa morphologie native. Dans l'étude comportant le plus de sujets, la version glénoïdienne native moyenne est de -1,26° ²³. Il existe une différence de taille de la glène selon le sexe. Les femmes présentent une inclinaison

native supérieure mais la version est similaire à celle des hommes. Il n'existe pas de différence notable de version entre une glène et la glène controlatérale ²⁴.

La mesure de la version glénoïdienne native est plus aléatoire sur les radiographies standards ²⁵. La variabilité inter-observateur sur des coupes tomodensitométriques est très satisfaisante, ce qui en fait un outil sûr, fiable et reproductible en péri-opératoire ²⁶.

Il existe une bonne corrélation entre la mesure de l'inclinaison sur des radiographies et sur les imageries en trois dimensions. Toutefois, il apparaît que les mesures combinées sont plus précises sur des modélisations en volume à partir de coupes tomodensitométriques ²⁷.

L'imagerie en trois dimensions est un des premiers outils mis en place qui a permis d'améliorer la visualisation de la glène native. A partir de scanner en deux dimensions et de coupes réalisées dans le plan de la scapula, une modélisation spatiale est reconstituée. L'amélioration des logiciels, des calculs de précision et d'ingénierie a bénéficié à la modélisation osseuse. Elle permet de mieux visualiser les éventuels défauts osseux et d'anticiper le positionnement de l'implant glénoïdien ²⁸. Elle permet d'évaluer la profondeur de fraisage nécessaire ²⁹. Elle permet également de décider s'il sera nécessaire d'utiliser une greffe osseuse ou un implant augmenté pour restituer un alignement correct ³⁰. Certains auteurs proposaient de scanner le côté controlatéral sain dans les omarthroses pour évaluer le pourcentage d'usure glénoïdienne, avec une bonne corrélation ³¹.

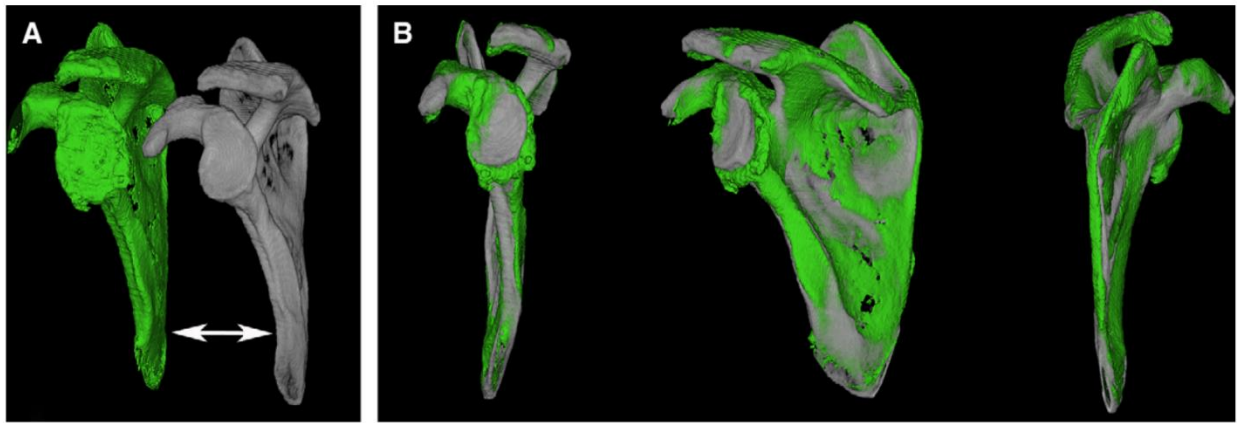


Figure 1 : un exemple de modélisation en 3 dimensions à partir de coupes tomодensitométriques de la scapula bilatéralement. La scapula non pathologique (en gris) qui se superpose à la glène pathologique (en vert) permettant de bien visualiser les défauts osseux

31.

1.4. Instrumentation spécifique au patient

Le traitement des images permettant la modélisation d'une scapula en 3D aboutit à la création de modèles de guide d'instrumentation chirurgicale spécifiques à chaque glène. Le guide personnalisé est conçu en amont pour s'adapter à la surface et au relief de la glène en peropératoire. Il est percé, permettant ainsi la mise en place de la broche centrale de la glène. A l'aide d'un logiciel spécifique, le chirurgien peut planifier le positionnement idéal de cette broche guide, à la fois le point d'entrée et la direction, qui servira au fraisage du plot central et, in fine, au positionnement de l'implant glénoïdien. La spécificité d'utilisation de ces guides est de prendre soin de conserver tous les reliefs osseux de la glène et notamment les ostéophytes lors de l'intervention chirurgicale pour permettre l'adaptation du guide sur la glène native similaire aux acquisitions scannographiques³².



Figure 2 : modèle de guide glénoïdien trépané en son centre dans le cadre d'une instrumentation spécifique au patient ³³.

L'utilisation de ces informations visuelles couplée à une instrumentation spécifique au patient (guide sur mesure) améliore significativement la capacité des chirurgiens expérimentés en arthroplastie de l'épaule à reproduire le placement de la broche guide, la préparation de la glène et la mise en place de l'implant ²⁹. Cet outil permettrait de diminuer le risque de placer l'implant glénoïdien à plus de 5° d'inclinaison et 10° de version comme cela a pu être constaté sur une imagerie en deux dimensions sans instrumentation. Ce guidage sur mesure augmente également le recours aux implants postéro-augmenté pour combler un défaut osseux.

Sur des corps anatomiques, l'instrumentation spécifique au patient permet d'améliorer la version et l'inclinaison de l'implant glénoïdien de manière significative ³⁴.

In vivo, l'instrumentation spécifique au patient permet une réduction modeste de l'erreur de version, de l'erreur d'inclinaison avec une hétérogénéité faible pour la version mais

une grande disparité dans les études concernant l'inclinaison ³⁵. En revanche, il existe une différence significative avec l'instrumentation spécifique en sa faveur comparée à l'instrumentation standard concernant les erreurs de version ou d'inclinaison supérieures à 10° ³⁶. L'aide au positionnement de la broche guide centrale diminue l'erreur d'inclinaison extrême de la glène ²⁷.

Toutefois, ce système comporte plusieurs inconvénients. Il faut pouvoir procéder à la création de ce guide sur mesure et la préparation en amont est longue. Le guidage spécifique ne prend pas en compte les parties molles ni les difficultés peropératoires de positionnement dans les cas de difficulté d'exposition de la glène par exemple. Une méta-analyse récente a révélé une hétérogénéité significative dans les méthodologies d'étude et l'absence de différence statistiquement significative dans la précision de la pose ³⁷. L'utilisation d'un tel outil expose également à une interdépendance avec le laboratoire pour la création et la livraison du guide.

1.5. Navigation des prothèses d'épaule

La navigation de la prothèse d'épaule fait suite au développement de la navigation des prothèses de genou ou de hanche. Elle a pour objectif d'améliorer le positionnement de l'implant glénoïdien et peut également guider le positionnement huméral.

Il a été démontré la sécurité, la précision et la reproductibilité du positionnement de l'implant glénoïdien et des vis de l'embase glénoïdien via un système de navigation dans les prothèses à partir de sujets cadavériques ^{38,39}.

La navigation permet de guider les coupes humérales et le fraisage glénoïdien en temps réel grâce à un retour immédiat. Toute déviation par rapport à la planification est immédiatement visible et modifiable ⁴⁰.

Ce système est particulièrement indiqué dans les dysplasies glénoïdiennes sévères. La navigation permet également d'anticiper les défauts glénoïdiens et a une influence directe sur le choix des implants postéro-augmentés. En effet, lorsque le chirurgien planifie son intervention chirurgicale, son choix se porte plus fréquemment sur un implant augmenté par rapport aux chirurgiens qui ne naviguent pas leurs prothèses ⁴¹. La navigation augmente également la longueur maximale des vis de l'implant glénoïdien et diminue le nombre de vis ⁴². La concordance entre le type et la taille d'implant dans les prothèses totales anatomiques est de 85% et dans les prothèses inversées de 90% ⁴³.

La navigation semble permettre un positionnement transversal plus précis ^{44,45} même si l'amélioration par rapport aux techniques standards n'est pas si tranchée ⁴⁶.

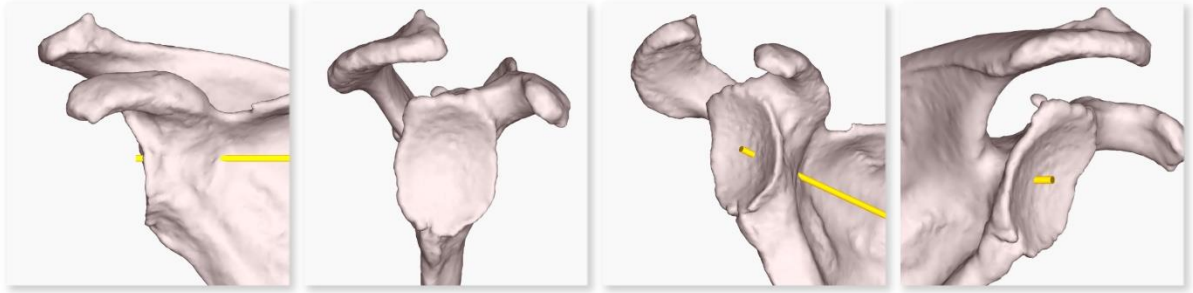


Figure 3 : visualisation en 3 dimensions de la glène reconstruite à partir du logiciel GPS Equinoxe®, avec en jaune l'axe de Friedman, préalable indispensable avant la planification.

Dans une méta-analyse récente, il n'existait pas de complication peropératoire pour les prothèses naviguées ou guidées par une instrumentation spécifique ³⁵. Il semble exister une courbe d'apprentissage dans l'utilisation d'un tel outil ⁴⁷.

1.6. Navigation via le système GPS Equinoxe® de la prothèse Exactech

1.6.1. La prothèse Exactech

Il s'agit d'une prothèse d'épaule onlay. L'implant huméral est le même qu'il s'agisse d'une prothèse d'épaule anatomique ou inversée. Cela permet plus de souplesse dans le choix du type d'implant en peropératoire ou lors des éventuelles reprises chirurgicales. La queue de tige est de forme triangulaire. Il existe deux longueurs de tige humérale. L'implant est recouvert d'un matériau bio-actif d'hydroxyapatite, permettant une ostéo-intégration après implantation en press-fit. La tige peut également être cimentée si besoin. Sa largeur varie de 7 à 17 mm, progressant de 2 en 2 mm.

Dans les prothèses anatomiques, la tête humérale est en alliage chrome-cobalt et l'implant glénoïdien en polyéthylène.

Dans les prothèses inversées, la métaglène est ovale, plate, recouverte d'hydroxyapatite et est impactée en partie en press-fit. Six vis permettent ensuite sa fixation, avec une angulation possible de 30° de celles-ci pour assurer une compression maximale. Une greffe osseuse (prélevée au dépend de la tête humérale) peut être mise en place dans le plot central, améliorant la fixation biologique à long terme. Des écrous de verrouillage sont positionnés sur la tête des vis pour renforcer leur fixation.

Il existe 3 tailles de glénosphère : 38, 42 et 46 mm.



Figure 4 : la prothèse Exactech®, inversée en haut et anatomique en bas.

1.6.2. Le système de navigation Equinoxe®

Ce système de navigation développé par la société Exactech® a été développé à partir de 2009 d'abord pour les prothèses de genou, puis pour les prothèses d'épaule. Il permet la navigation et l'aide au positionnement de l'implant glénoïdien. La première étape est l'acquisition des données selon un protocole spécifique, la seconde étape la planification et enfin la troisième, la chirurgie d'arthroplastie naviguée.

Un bilan préopératoire comportait un scanner de l'épaule étendu prenant l'ensemble de la scapula. L'acquisition était réalisée avec le membre supérieur positionné en rotation neutre. Le scanner devait dater de moins de six mois avant la primo-implantation. L'épaisseur des coupes devait être comprise entre 0,3 et 1,25 mm et était constant sur tout l'examen. Les coupes étaient réalisées perpendiculairement au plan de la scapula. Seules les images de la série axiale étaient ensuite extraites en format DICOM non

compressées. Elles étaient visualisables par le chirurgien et alors envoyées au laboratoire industriel anonymisées.

A l'aide du logiciel de navigation Equinoxe®, une modélisation de la scapula en trois dimensions était générée. La première étape consistait au repérage du centre de la scapula et du trigonum à l'aide de coupes axiales et frontales permettant de tracer la ligne de Friedman⁴⁸. Les quatre points cardinaux de la glène étaient déterminés. Le logiciel de traitement d'image permettait d'éliminer les artéfacts osseux (première côte par exemple). La conservation des ostéophytes sur la modélisation permettait de se rapprocher de la réalité anatomique de la glène en peropératoire.

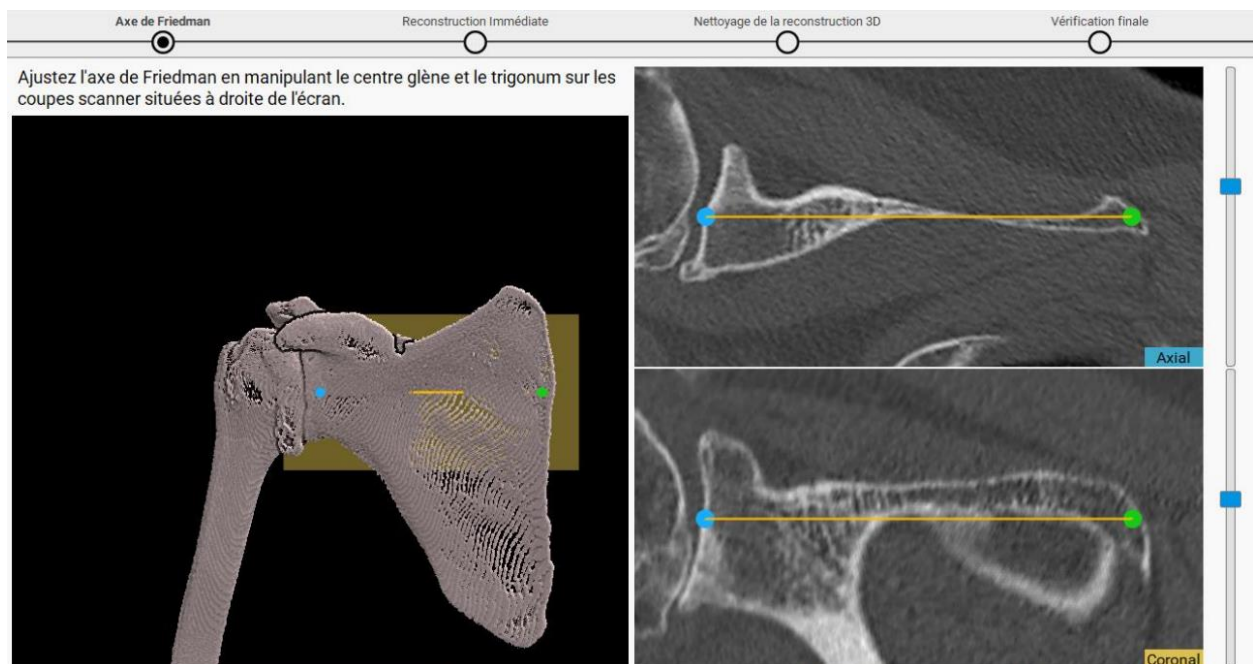


Figure 5 : repérage de la ligne de Friedman à partir de coupes tomodensitométriques.

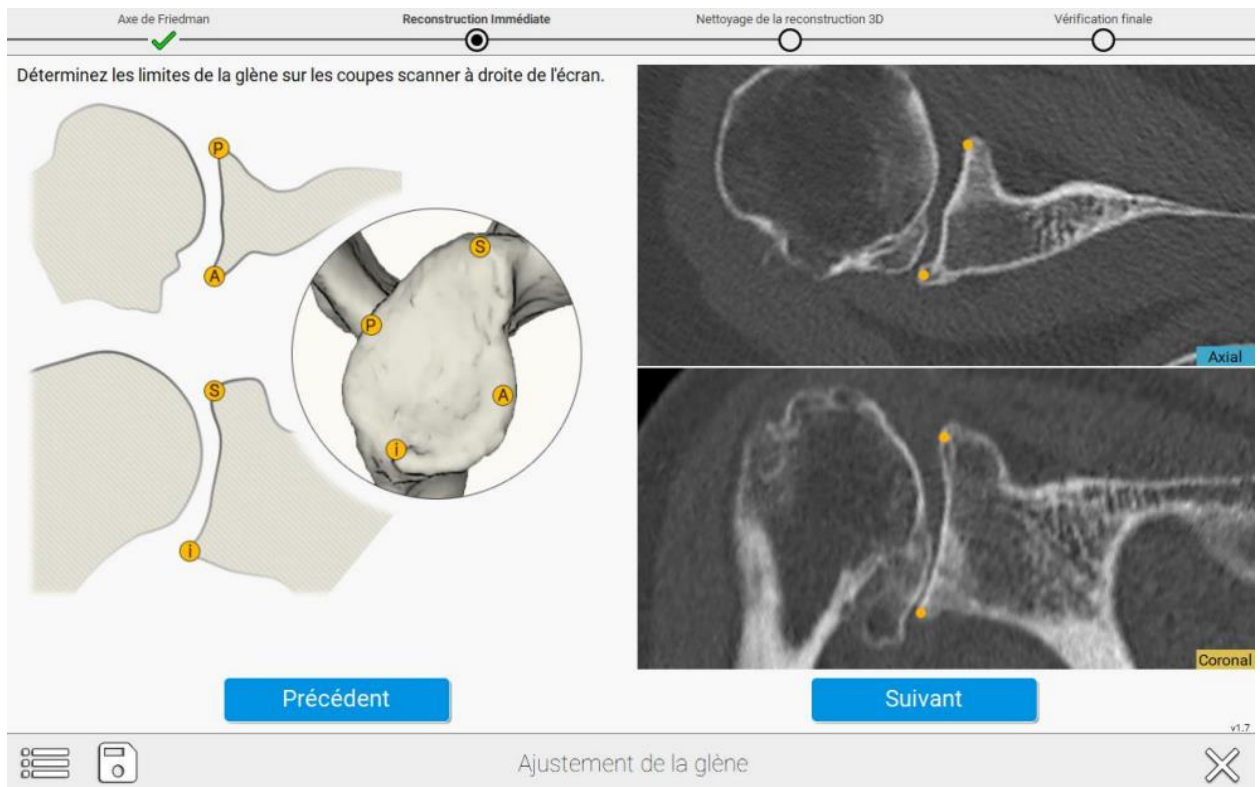


Figure 6 : repérage des points cardinaux de la glène, antéro-postérieur et supéro-inférieur, à partir des coupes tomographiques.

Les images étaient segmentées par un ingénieur du laboratoire Exactech. Ce travail de retraitement des images permettait de déterminer la version glénoïdienne native, l'inclinaison native et de valider la reconstruction en trois dimensions à partir du scanner. Les images étaient également préparées pour le recalage peropératoire.

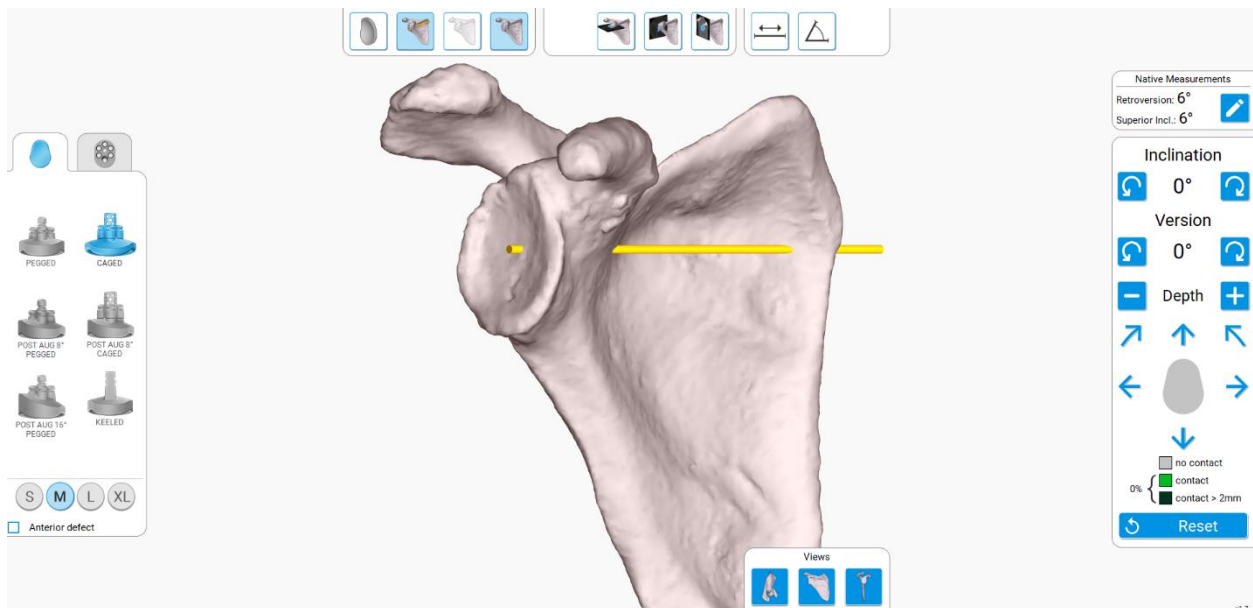


Figure 7 : après traitement des images, modélisation en 3 dimensions de la scapula. En haut à droite, les mesures natives de version et d'inclinaison à partir de la ligne de Friedman (en jaune).

Le chirurgien recevait ensuite les images segmentées, les axes de référence et la visualisation volumétrique osseuse. A l'aide du logiciel de planification, le chirurgien choisissait le type d'implant glénoïdien, anatomique ou inversé, sa taille, et s'il s'agissait d'un implant augmenté ou non. Le positionnement idéal de l'implant glénoïdien était ensuite réalisé par le chirurgien. La modélisation 3D couplée aux images de scanner permettait un positionnement du plot central en respectant l'anatomie initiale de la glène et en anticipant le fraisage par la suite. En effet, c'est à cette étape que peut être décidée l'utilisation d'un implant glénoïdien augmenté. La taille de l'implant correspondait à la surface articulaire de la glène. L'implant ne devait pas dépasser les axes en antéro-postérieur et supéro-inférieur en tenant compte des remaniements ostéophytiques. L'objectif était un contact osseux optimal. Le positionnement du plot central évitait toute effraction corticale. Après avoir positionné manuellement l'implant glénoïdien dans les trois plans de l'espace, la version et l'inclinaison de l'implant étaient notées en degrés. L'ensemble de ces données étaient alors téléchargées sur une clé USB permettant ensuite son utilisation en peropératoire.

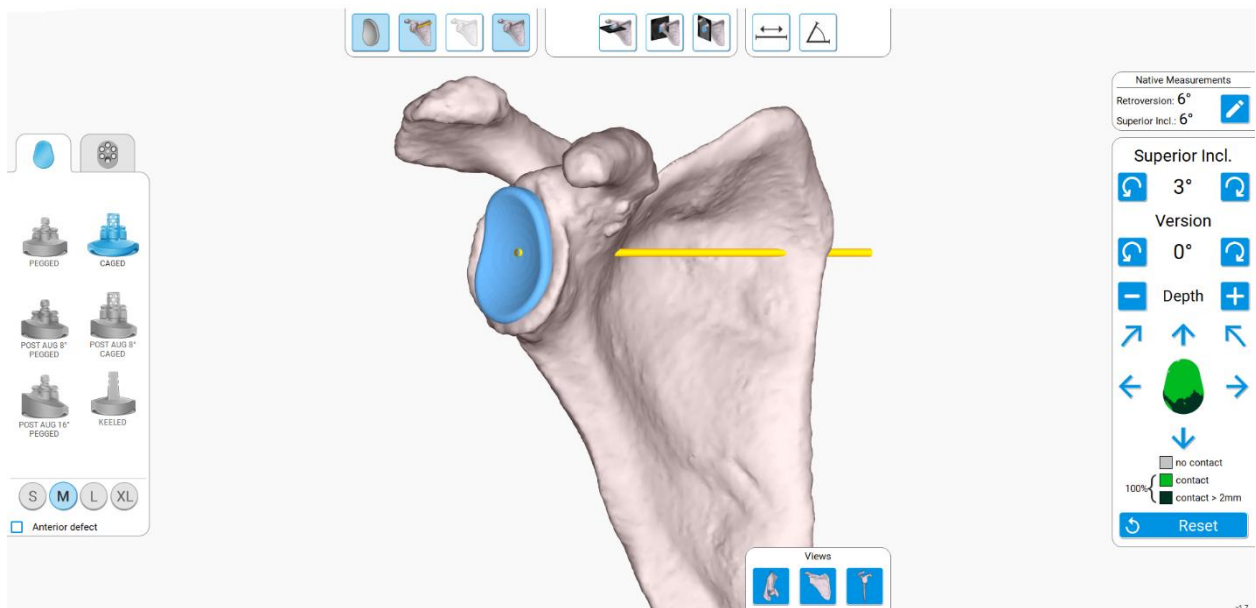


Figure 8 : planification de l'implant glénoïdien avec une inclinaison supérieure de 3° et une version à 0°. En bas à droite, on peut noter la surface de couverture de l'implant.

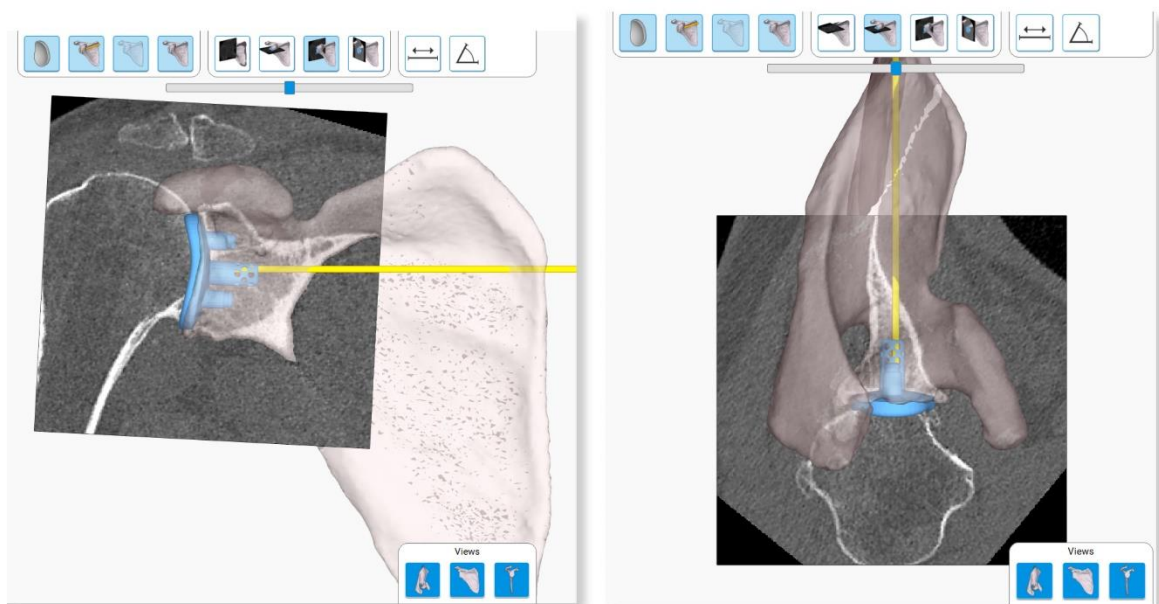


Figure 9 : planification de l'implant glénoïdien en zoom. À tout moment, le chirurgien peut revenir aux images tomodensitométriques et ajuster le positionnement optimal de l'implant.

1.6.3. La technique opératoire

Lorsque la prothèse était naviguée, l'écran du système de navigation était installé au préalable, du côté controlatéral de l'épaule opérée, au niveau de la hanche. La station était installée de sorte que sa hauteur et son orientation permettent la détection sans obstacle du champ opératoire. La planification était téléchargée via le transfert d'information de la clé USB. Le chirurgien était le seul détenteur de l'identité du patient. Celle-ci était alors confirmée sur la station de navigation, ainsi que le côté, le type de prothèse, la version et l'inclinaison de l'implant glénoïdien.

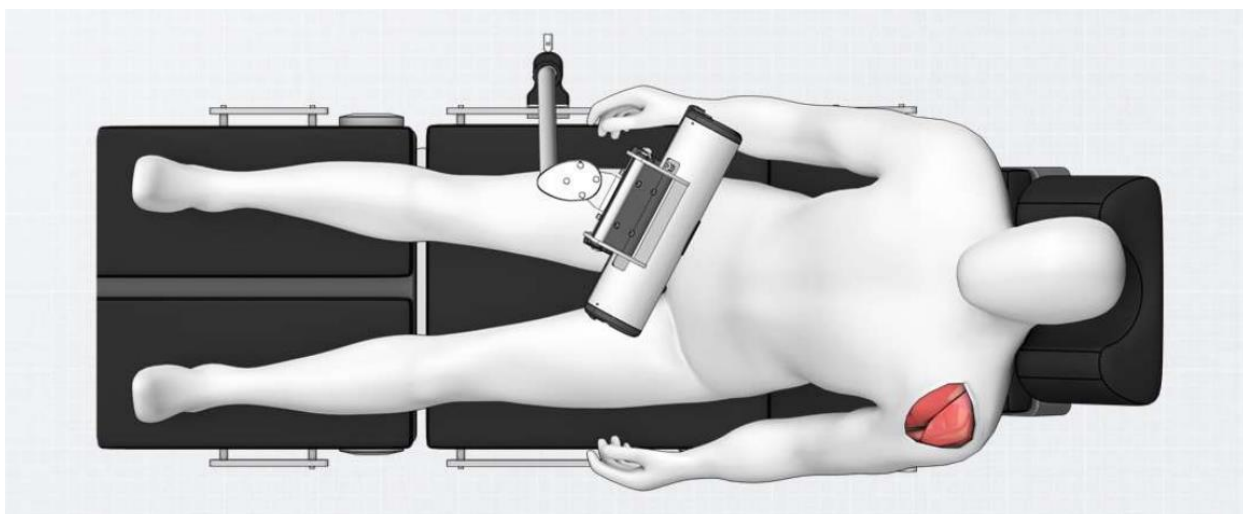


Figure 10 : installation en « beach chair », station de navigation placée du côté de la hanche opposée à l'épaule opérée.

Les interventions étaient réalisées sous anesthésie générale associée à une anesthésie loco-régionale. Le patient était installé en position demi-assise ou « beach-chair », l'épaule en-dehors de la table opératoire, la scapula restant à son contact. L'articulation gléno-humérale devait être mobilisable dans tous les plans de l'espace. La voie d'abord était systématiquement une voie delto-pectorale. Après avoir repéré la veine céphalique dans l'espace delto-pectoral en proximal, elle était réclinée en latérale afin de conserver les veines collatérales à destination du muscle deltoïde. L'espace sous-deltoïdien était

libéré. Une incision longitudinale du fascia clavi-pectoral était réalisée, permettant l'exposition du tendon conjoint, libéré en latéral. On cautérisait les vaisseaux à la partie inférieure du subscapulaire (appelés traditionnellement « les trois sœurs »).

La gouttière bicipitale était repérée et une ténotomie de la longue portion du biceps était réalisée. Un geste de ténodèse était effectué sous la gouttière bicipitale. Le tendon du subscapulaire et la capsule étaient désinsérés en un seul plan sur la face la plus latérale de la tête humérale. L'humérus était alors mobilisé en rotation externe, coude au corps afin de désinsérer progressivement le plan capsulo-ligamentaire en gardant un contact osseux et en protégeant le nerf axillaire. Des fils repères étaient mis en place sur le tendon du subscapulaire pour faciliter sa réinsertion à la fin de l'intervention. La tête humérale était alors luxée en avant.

Le premier temps osseux consistait en la préparation de la partie proximale de l'humérus. Les ostéophytes étaient réséqués. Une trépanation de la tête humérale était réalisée à la pointe carrée. Dans les prothèses anatomiques, un guide de coupe était utilisé avec comme repère anatomique le col anatomique de l'humérus. L'ostéotomie pouvait aussi être effectuée à main levée ou réalisée par une visée centro-médullaire et le plan de coupe était de 135°, avec une rétroversion de 20° conformément au dessin de la prothèse. La tête humérale était ensuite mesurée à l'aide du guide pour déterminer le diamètre de l'implant.

Le point d'entrée de la première râpe intra-médullaire était juste en arrière de la gouttière bicipitale entre le tiers moyen et le tiers supérieur de la tête humérale. Le passage de râpes de tailles croissantes permettait la préparation du fût médullaire de l'humérus. La taille retenue était celle de la dernière râpe descendue en totalité selon le repère. La version était déterminée par une tige repère lors de la descente des râpes. Après sa préparation, une tige d'essai et une platine de protection était positionnée. La glène était alors exposée à l'aide d'écarteurs de type Hohmann.

Le système de navigation était ensuite installé. Trois capteurs étaient repérés par la caméra par une communication infra rouge. Le pointeur était ensuite calibré. Un point fixe, constant et nécessaire était installé au sommet du processus coracoïde à l'aide de deux vis filetées. L'objectif était la stabilité complète du système de repérage. Il est important de veiller à ne pas exercer de pression excessive par des écarteurs en exposant la glène, par exemple pendant la suite de l'intervention, pour ne pas déstabiliser le montage.



Figure 11 : de gauche à droite :

- 1) Capteurs*
- 2) Système de fixation sur le processus coracoïde*
- 3) Positionnement peropératoire du système fixe sur le processus coracoïde*

L'acquisition était ensuite réalisée à l'aide du pointeur de la partie antérieure, inférieure et latérale du processus coracoïde, ainsi que la surface glénoïdienne, ses points cardinaux et les différents repères osseux à son pourtour.

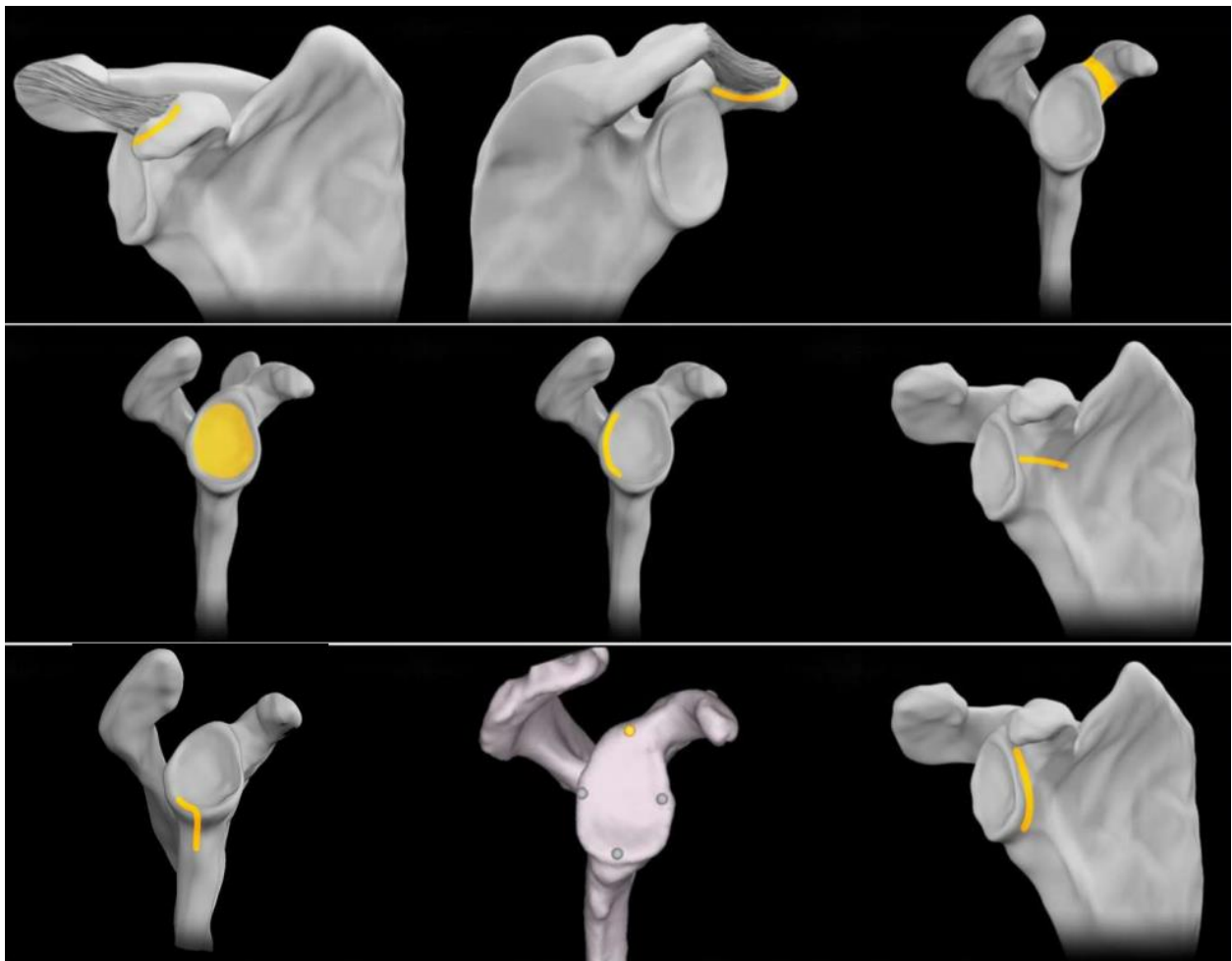


Figure 12 : repérage des différentes surfaces du processus coracoïde et de la glène en peropératoire.

A la fin de l'acquisition, un système de colorimétrie de concordance avec la glène native modélisée en 3D est affiché. Il permet de vérifier la précision des acquisitions réalisées. Le système de navigation permet de guider le fraisage de la glène, le positionnement du plot central et le méchage des vis de l'implant. Un système de capture d'écran en direct permet la vérification du positionnement au début du fraisage, au milieu et à la fin de celui-ci.

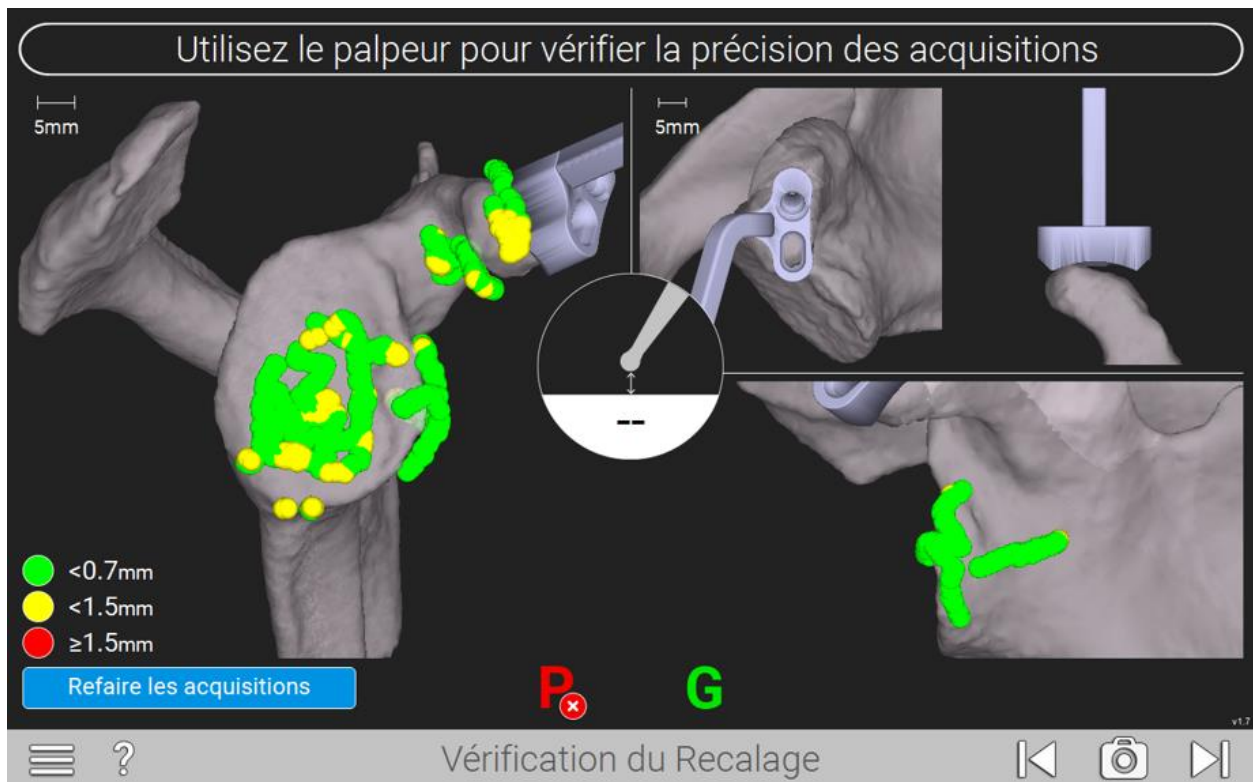


Figure 13 : système de colorimétrie de concordance entre la glène native et les différents repères osseux réalisés à l'aide du pointeur en per-opérateur.

La navigation permet alors de repérer le point d'entrée du plot central de l'embase ou du centre de l'implant dans les prothèses anatomiques. La profondeur du fraisage est guidée par le système de navigation ainsi que son orientation.

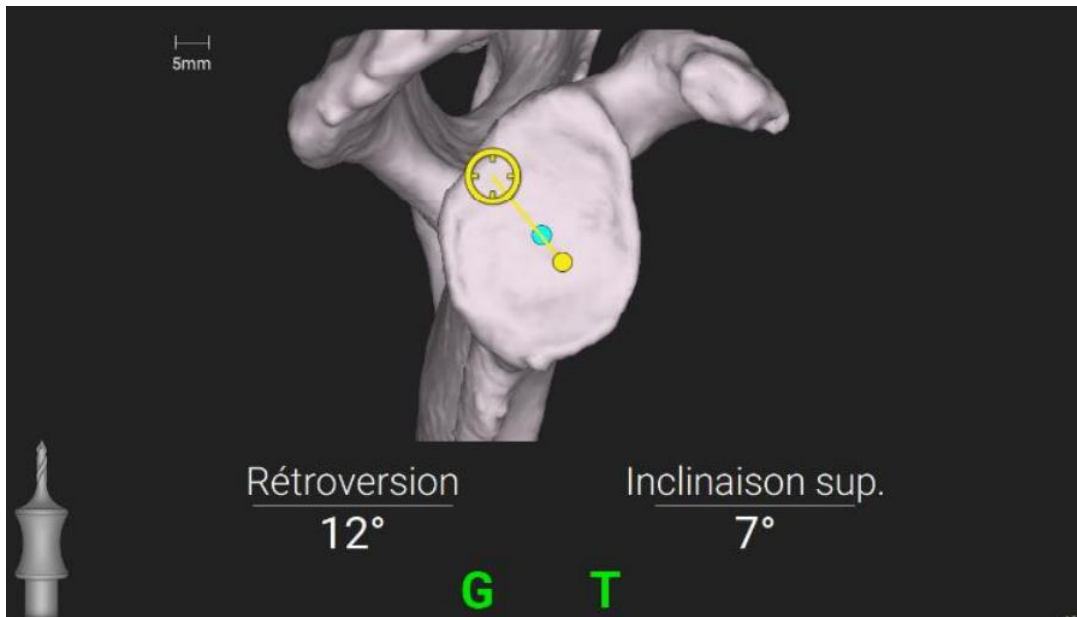


Figure 14 : navigation du point d'entrée. En bleu, le point d'entrée de la planification. En jaune plein, la pointe de l'instrument. En jaune cible, l'axe de l'outil. Ces trois points doivent être alignés pour reproduire en peropératoire la planification.

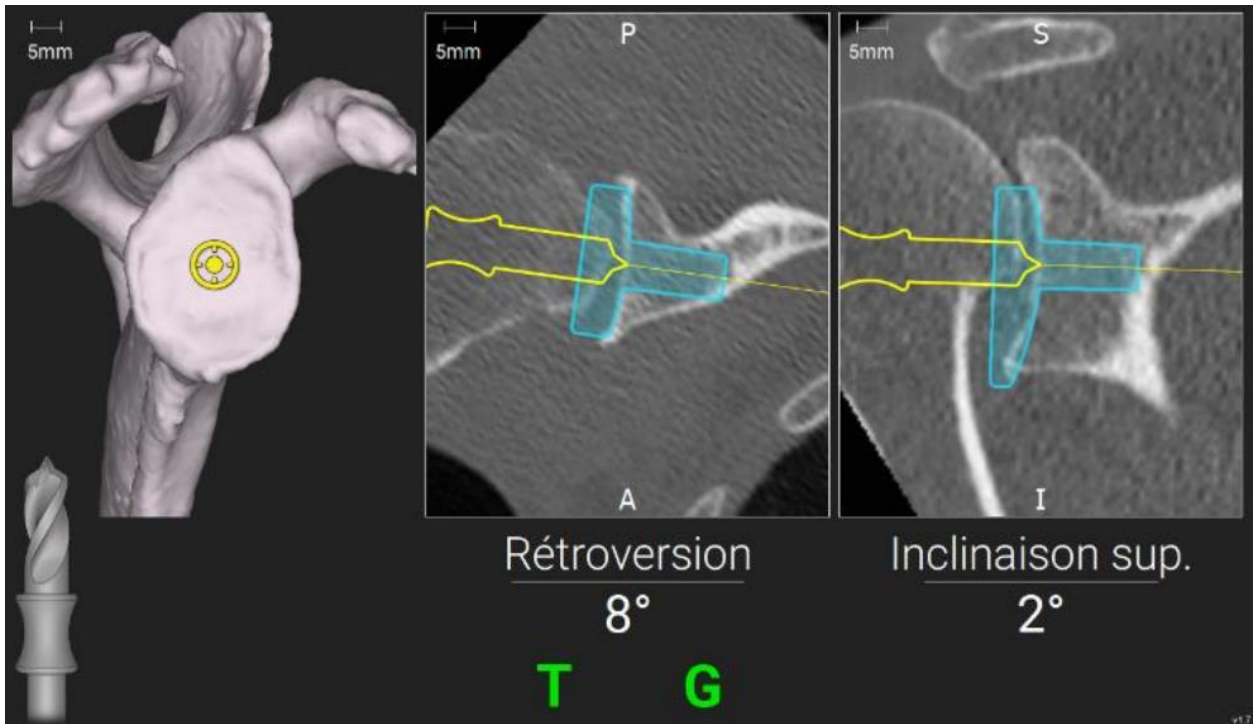


Figure 15 : navigation du plot central. Le capteur sur le système de fraisage permet d'orienter la direction du positionnement du plot central, en jaune, devant correspondre à la planification, en bleu.

La fixation de l'embase était réalisée par 4 vis et une greffe d'os spongieux au sein du plot central. Lors du méchage des vis glénoïdiennes, le système de navigation facilite l'orientation et le choix de la longueur des vis. Chaque vis est positionnée de sorte qu'elle soit au maximum dans le stock osseux. Le positionnement de l'implant n'était pas navigué en tant que tel, à la différence des vis.

L'ensemble des implants était ensuite mis en place. La prothèse était réduite et une évaluation clinique des mobilités et de sa stabilité était vérifiée.

Un système de drainage par un drain de redon était mis en place en fin d'intervention. Le patient était ensuite immobilisé par un coude au corps. La rééducation était d'emblée débutée, d'abord par des mouvements pendulaires, passifs puis actifs aidés. Un sevrage de l'attelle était réalisé au cours des six semaines suivant la primo-implantation.

**Partie 2 : Intérêt de la navigation pour le positionnement de l'implant
glénoïdien dans les prothèses d'épaule Exactech : analyse comparative
scannographique**

2.1. Matériels et méthodes

2.1.1. Recueil des données

Il s'agissait d'une étude rétrospective monocentrique portant sur des patients opérés entre janvier 2018 et mars 2021. A partir du codage CCAM mis en vigueur en 2004 MEKA006 (remplacement de l'articulation scapulo-humérale par prothèse totale), une liste de patients a été générée. Les critères d'inclusion étaient les patients ayant bénéficié d'une primo-implantation d'une prothèse totale anatomique ou inversée d'épaule et la réalisation d'une planification préopératoire. L'ensemble de ces patients avait bénéficié d'un scanner pré- et postopératoire selon le protocole de suivi de notre service. Les critères d'exclusion étaient les patients opérés d'une hémiarthroplastie gléno-humérale, d'un geste d'ostéotomie humérale proximale associée, d'un geste de transfert musculaire associé, d'une allogreffe, de l'absence de scanner préopératoire ou postopératoire et d'une étiologie de fracture récente. Au départ, toutes les prothèses devaient être naviguées. Le choix de la navigation se faisait en fonction de la disponibilité de l'ancillaire et de la fonctionnalité du matériel le jour de l'intervention. Ainsi, les prothèses ont été réparties dans 2 groupes de manière aléatoire. On peut considérer qu'il s'agit d'une répartition pseudo-prospective.

Les données suivantes ont été récupérées des dossiers des patients : âge du patient lors de la chirurgie, côté dominant ou non, IMC et l'étiologie. A partir des fiches de suivi de l'intervention chirurgicale réalisées en peropératoire, l'heure de l'incision et de la fermeture ont été relevées permettant de calculer la durée opératoire par différence de valeur.

2.1.2. Données épidémiologiques

Nous avons inclus soixante-trois patients, ce qui représentait soixante-quatre prothèses d'épaule. Notre population a été divisée en deux groupes. Le groupe A comprenait quarante-quatre prothèses d'épaule qui ont bénéficié du système de navigation peropératoire. Le groupe B comprenait vingt prothèses d'épaule qui n'ont pas été naviguées.

La moyenne d'âge de notre population était de 71 ans (min-max : 50-87). Le ratio homme/femme était de 21/43. Quatre-vingt-neuf pourcent des patients étaient droitiers. Le côté dominant a été opéré dans 58% des cas. L'indice de masse corporelle était de 26,7 kg/m² en moyenne (min-max : 18-43).

L'indication principale était l'omarthrose excentrée (41%) puis l'omarthrose centrée (38%) et enfin la polyarthrite rhumatoïde (6,2%). Le reste des étiologies se répartissait entre l'épaule pseudo-paralytique (4,7%), l'arthrite liée à une connectivite (3,1%), l'omarthrose post-traumatique (3,1%), l'ostéonécrose (3,1%) et la luxation invétérée (1,6%). Dans 40 cas, il s'agissait d'une prothèse d'épaule inversée et dans 24 cas d'une prothèse d'épaule anatomique.

Il n'existait pas de différence significative entre les données épidémiologiques des deux groupes. En revanche, concernant le type de prothèse, il existait une différence dans le groupe A où il a été implanté plus de prothèses anatomiques que dans le groupe B.

Caractéristiques	Population	Groupe A	Groupe B
Effectif (%)	64 (100%)	44 (69%)	20 (31%)
Homme/Femme (%)	21/43 (33%-67%)	15/29 (34%-66%)	6/14 (30%-70%)
Côté dominant, droite (%)	57 (89%)	39 (89%)	18 (90%)
Côté dominant opéré (%)	37 (58%)	25 (57%)	12 (60%)
IMC, moyenne (min-max)	26,7 (18-43)	27 (18-43)	26 (20-40)
Etiologie			
Omarthrose excentrée	26 (41%)	17 (39%)	9 (45%)
Omarthrose centrée	24 (38%)	18 (41%)	6 (30%)
Polyarthrite rhumatoïde	4 (6,2%)	2 (4,5%)	2 (10%)
Epaule pseudo-paralytique	3 (4,7%)	2 (4,5%)	1 (5%)
Connectivite	2 (3,1%)	1 (2,3%)	1 (5%)
Omarthrose post-traumatique	2 (3,1%)	2 (4,5%)	0
Ostéonécrose	2 (3,1%)	1 (2,3%)	1 (5%)
Luxation invétérée	1 (1,6%)	1 (2,3%)	0
Type de prothèse			
Anatomique	40 (62%)	19 (43%)	5 (25%)
Inversée	24 (38%)	25 (57%)	15 (75%)

Tableau 1 : Données épidémiologiques de notre population.

2.1.3. Evaluation tomodensitométrique préopératoire

La version de l'implant glénoïdien a été mesurée à partir de la méthode de Friedman. Il s'agissait de l'angle entre la ligne de Friedman et le plan antéro-postérieur de la glène sur une coupe axiale. L'inclinaison a été mesurée selon la méthode de Churchill correspondant à l'angle entre la perpendiculaire à la ligne de Friedman et le plan supéro-inférieur de la glène où celle-ci était la plus grande²³.

2.1.4. Evaluation tomodensitométrique postopératoire

Une tomodensitométrie de contrôle postopératoire était systématiquement réalisée dans les jours suivant l'intervention chirurgicale. Le scanner comprenait l'ensemble de la scapula en coupes fines, avec un protocole de diminution des artéfacts métalliques afin d'améliorer la précision d'acquisition des images (Metal Artifact Reduction System, MARS). Les images étaient ensuite extraites en format DICOM et ne comprenaient que la série axiale. Comme en préopératoire, une modélisation 3D était réalisée à l'aide du logiciel Equinoxe®. Les repères du trigonum et du centre de la glène devaient être similaires pour permettre une comparaison. Un système de transparence des images était réalisé pour permettre cet ajustement. Le fantôme de l'implant glénoïdien était positionné sur les signaux métalliques du scanner postopératoire. Les valeurs de l'inclinaison et de la version étaient alors récupérées.

La reproductibilité de la méthode a été évaluée avec un examinateur indépendant. La méthodologie de la mesure a été expliquée par écrit et par oral et un exemple a été réalisé à deux examinateurs. Les mesures de l'examineur indépendant ont ensuite été réalisées sur un échantillon de 20 prothèses aléatoires concernant la version et l'inclinaison. Le calcul pour chaque paramètre a été effectué à partir de la formule suivante :

$$r = \frac{\sum [(x_i - \bar{x}) (y_i - \bar{y})]}{\sqrt{\sum (x_i - \bar{x})^2 * \sum (y_i - \bar{y})^2}}$$

Figure 16 : formule du calcul de reproductibilité. \sum : somme des valeurs ; x : valeur mesurée par le premier examinateur ; \bar{x} : moyenne des valeurs mesurées par le premier examinateur ; y : valeur mesurée par le deuxième examinateur ; \bar{y} : moyenne des valeurs mesurées par le deuxième examinateur

Une moyenne des valeurs concernant la version et l'inclinaison a été réalisée. La reproductibilité de la mesure était satisfaisante avec un $r = 0,74$.

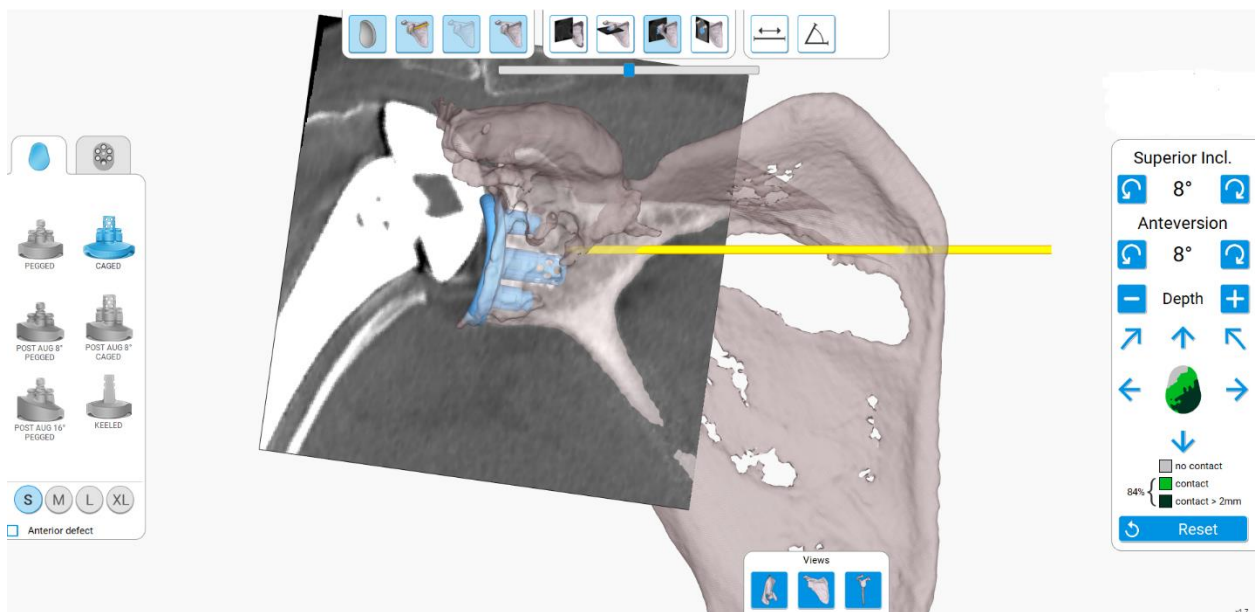


Figure 17 : détermination de l'inclinaison postopératoire de l'implant glénoïdien par superposition du fantôme de l'implant sur les plots métalliques visualisés par coupes frontales tomodensitométrique. En jaune, la ligne de Friedman.

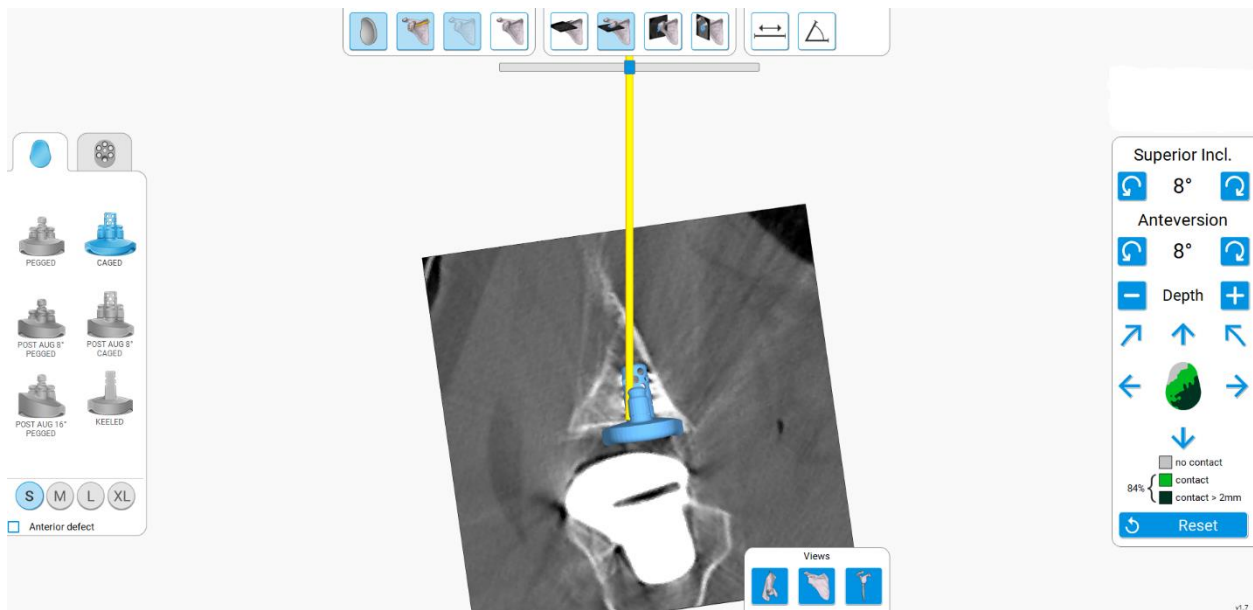


Figure 18 : détermination de la version postopératoire de l'implant glénoïdien par superposition du fantôme de l'implant sur les plots métalliques visualisés par coupes axiales tomodensitométriques. En jaune, la ligne de Friedman.

Les mesures d'effraction du plot central et des vis de l'implant glénoïdien ont été réalisées sur les coupes en deux dimensions du scanner. On vérifiait le positionnement du plot central pour chaque coupe en vue frontale, axiale et coronale et son contact osseux. S'il existait une effraction, un rapport de la longueur de vis en dehors de l'os par rapport à sa longueur totale était réalisé pour chaque coupe permettant d'élaborer une moyenne d'effraction sur l'ensemble des coupes. Pour l'ensemble des vis, il a été noté la direction d'effraction et son pourcentage d'effraction, permettant d'évaluer le pourcentage global d'effraction de l'ensemble des vis.

2.1.5. Caractéristiques glénoïdiennes natives

Dans le groupe A, la version native était de $-7,7^\circ$ (min ; max : -30 ; 11) pour une inclinaison native de $3,5^\circ$ (min ; max : -10 ; 24). La répartition des types de glène est représentée par la figure 19. Dans le groupe B, la version native était de $-6,3^\circ$ (min ; max : -29 ; 4) pour une inclinaison native de $1,8^\circ$ (min ; max : -14 ; 12). La répartition des types de glène est représentée par la figure 20. Concernant les données, il existait une différence dans la répartition des glènes. En effet, dans le groupe B, il existait un effectif plus important de glène A2 et seuls 30% des glènes présentaient une usure postérieure ou une rétroversion importante.

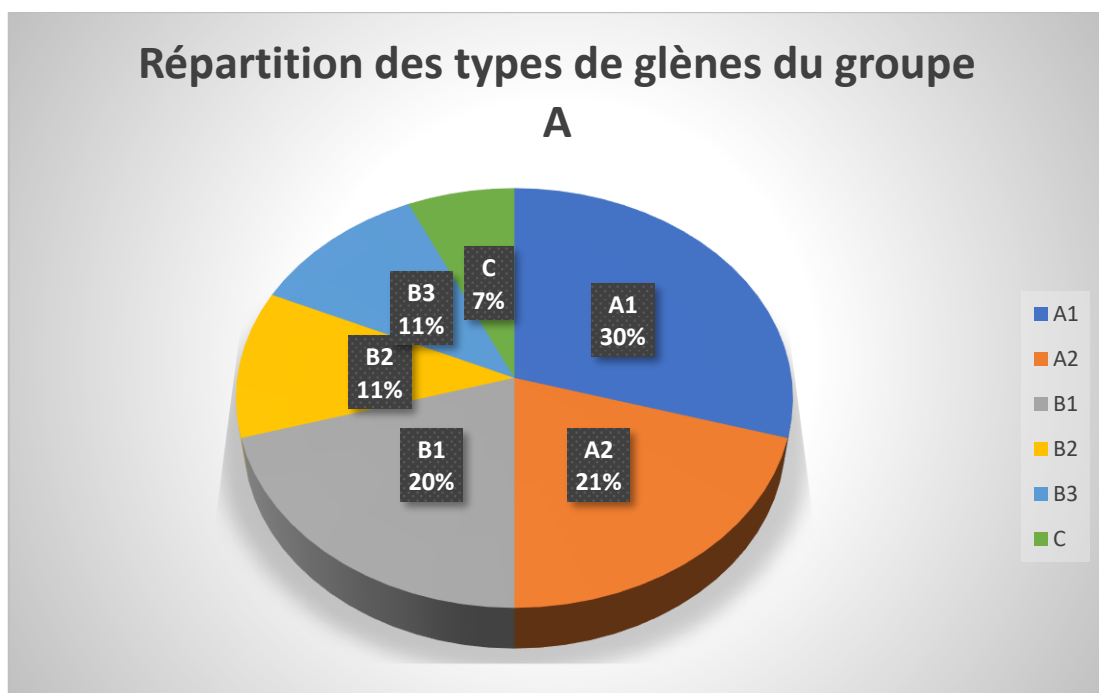


Figure 19. Répartition des types de glènes du groupe A.

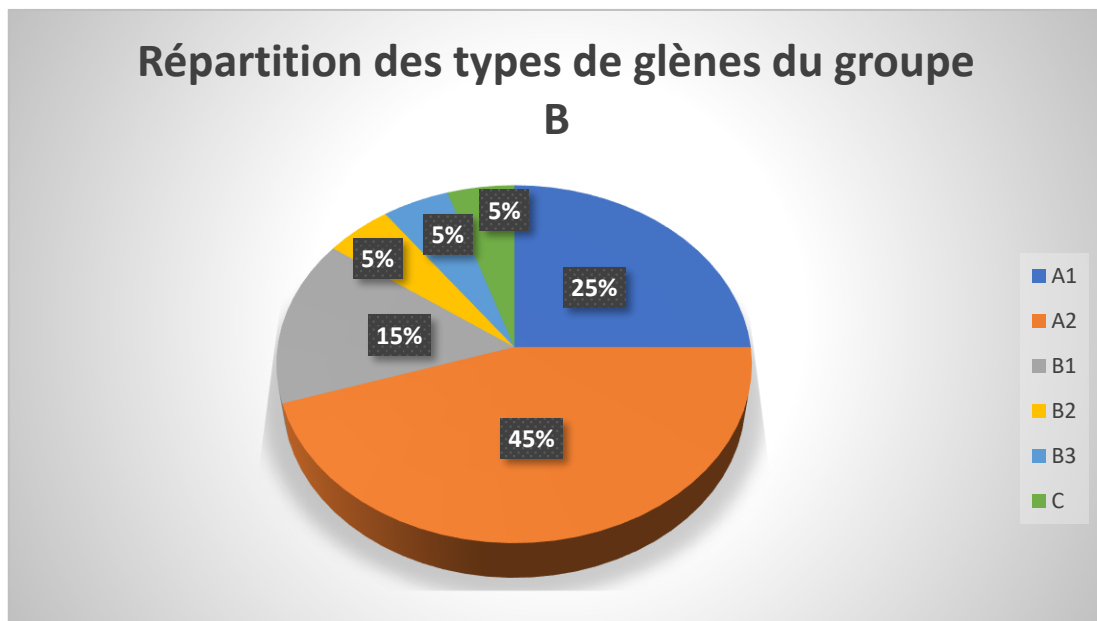


Figure 20. Répartition des types de glènes du groupe B.

2.1.6. Critères de jugement

Le critère de jugement principal était la comparaison de la différence, en degrés, d'orientation du plot central dans le plan frontal (tilt supérieur ou inférieur) et dans le plan axial (rétroversion ou antéversion) par rapport à la planification préopératoire entre les prothèses naviguées et non naviguées.

Les critères de jugement secondaires étaient : l'évaluation du degré d'effraction corticale du plot central et des vis de l'implant glénoïdien, et la comparaison de la durée opératoire. Des analyses en sous-groupes ont également été réalisées concernant la version et l'inclinaison des positionnements satisfaisants (définis par une différence par rapport à la planification inférieure à 5°). Le type de morphologie glénoïdienne a également été analysé. La précision de la version et de l'inclinaison a été évaluée en fonction du temps pour déterminer s'il existait une courbe d'apprentissage concernant la navigation.

2.1.7. Evaluation statistique

Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel d'analyse statistique pvalue.io. Les variables quantitatives ont été définies par leur moyenne et les variables qualitatives par leur pourcentage. Les valeurs minimales, maximales et médiane ont été calculées. Des tests non paramétriques de Mann-Whitney ont été réalisés. Lorsque les effectifs étaient faibles, un test de Fischer a été effectué.

2.2. Résultats

2.2.1. Est-ce que l'implant glénoïdien était positionné comme prévu en planification ?

Dans la population globale, la différence moyenne de version de l'implant entre la planification et le scanner postopératoire était de $-0,6^\circ$ et la médiane à 0° . La différence d'inclinaison était en moyenne de $3,59^\circ$.

Dans le groupe A, la planification préopératoire positionnait l'implant glénoïdien à $-2,61^\circ$ de version (min ; max : $-10 ; 9$) pour $0,57^\circ$ d'inclinaison (min ; max : $-4 ; 10$). La différence de version et d'inclinaison entre la planification et le contrôle postopératoire étaient respectivement de $0,18^\circ$ et de $3,73^\circ$.

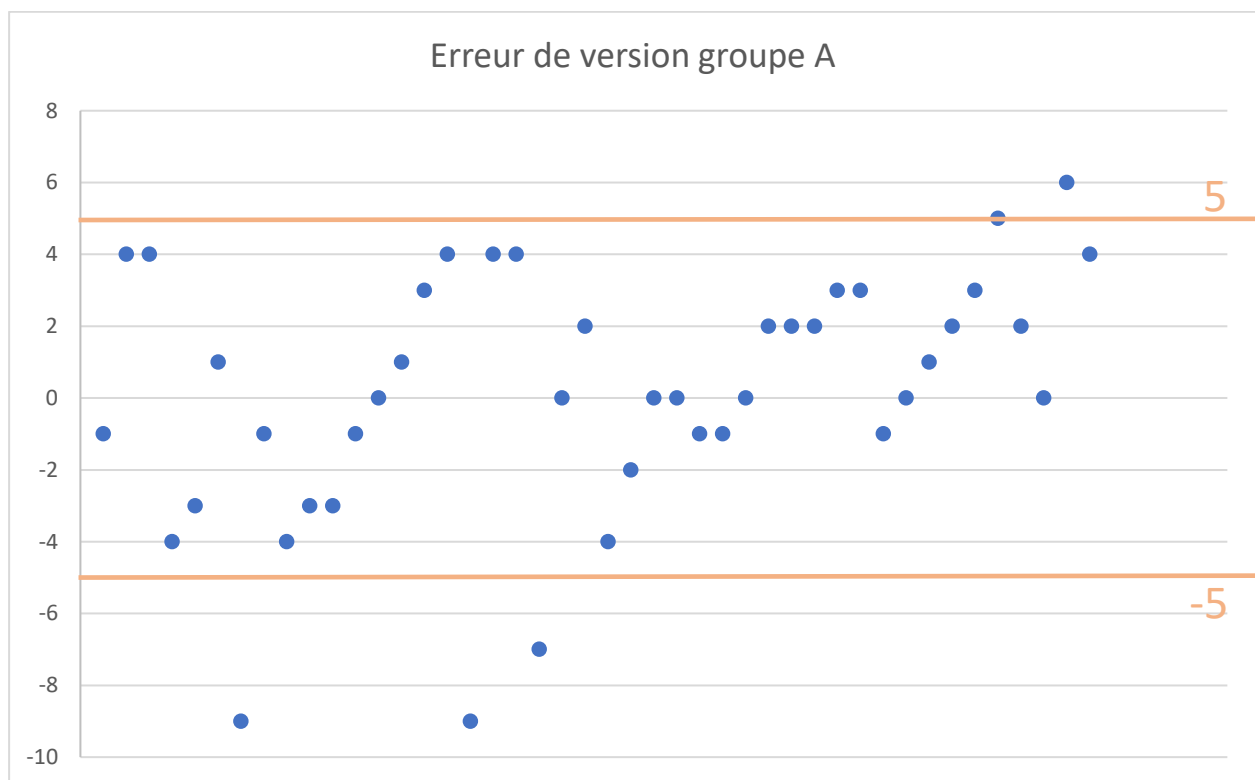


Figure 21 : erreur de version dans le groupe A ; l'intervalle des positionnements satisfaisants est représenté par les lignes orange entre -5° et 5° de différence.

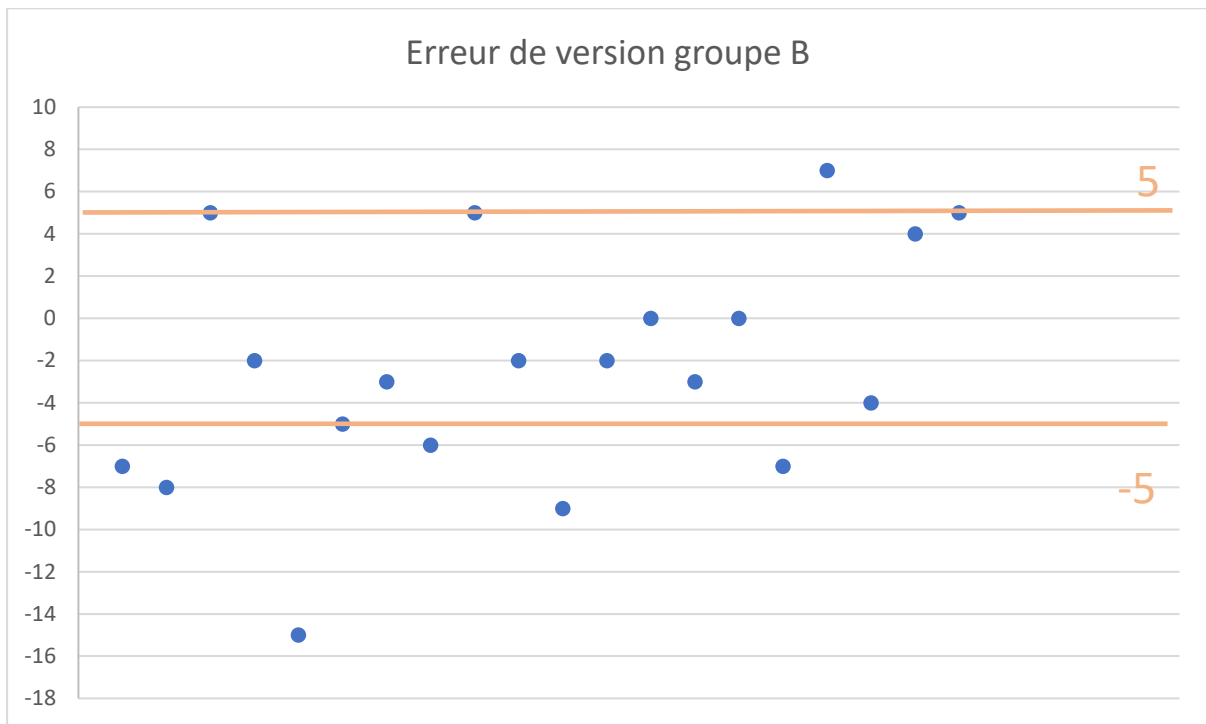


Figure 22 : erreur de version dans le groupe B ; l'intervalle des positionnements satisfaisants est représenté par les lignes orange entre -5° et 5° de différence.

Dans le groupe B, la planification préopératoire positionnait l'implant glénoïdien à $-1,6^\circ$ de version (min ; max : -7 ; 4) pour $-0,05^\circ$ d'inclinaison (min ; max : -5 ; 10). La différence de version et d'inclinaison entre la planification et le contrôle postopératoire étaient respectivement de $-2,35^\circ$ et de $3,30^\circ$.

Ainsi, la différence observée entre la planification et le contrôle postopératoire de la version de l'implant glénoïdien montre une tendance à un meilleur positionnement dans le groupe A, avec une valeur proche de la significativité ($p = 0,06$). La différence observée entre l'inclinaison postopératoire et la planification n'était pas différente entre le groupe A et le groupe B.

Caractéristiques	Population	Groupe A	Groupe B	Statistique
Version en degrés, moyenne	-0,6°	0,18°	-2,35°	p = 0,06
Inclinaison en degrés, moyenne	3,59°	3,73°	3,30°	p = 0,36

Tableau 2 : différence de version et d'inclinaison par rapport à la planification, test statistique de Mann-Whitney.

2.2.2. Existait-il un allongement de la durée opératoire lorsque la prothèse était naviguée ?

Concernant la durée opératoire, elle était en moyenne de 84,7 minutes dans le groupe A pour une moyenne de 82,2 minutes dans le groupe B. Il n'existait pas de différence significative entre les deux groupes (p = 0,62). La durée opératoire moyenne des 20 premières prothèses naviguées était de 89 minutes. La durée opératoire moyenne des 20 dernières prothèses naviguées était de 81 minutes. Cette différence n'était pas statistiquement significative (p = 0,08). Mais il existait une tendance à une diminution du temps opératoire après avoir réalisé un nombre répété de prothèses naviguées. Nous n'avons pas relevé de complication peropératoire comme une fracture du processus coracoïde lié au positionnement du capteur de navigation.

Caractéristiques	Groupe A	Groupe B	Statistique
Durée opératoire, minutes	84,7	82,2	p = 0,62

Tableau 3 : durée opératoire (moyenne) entre le groupe A et le groupe B test statistique de Mann-Whitney.

Caractéristiques	20 premières prothèses du groupe A	20 dernières prothèses du groupe A	Statistique
Durée opératoire, minutes	89 minutes	81 minutes	p = 0,08

Tableau 4 : durée opératoire (moyenne) des 20 premières prothèses et des 20 dernières prothèses du groupe A, test statistique de Mann-Whitney.

2.2.3. Est-ce que la navigation diminuait l'effraction corticale des vis de la métaglène ?

Dans le groupe A, seuls deux patients présentaient une effraction du plot central en moyenne de 7,5% (min ; max : 6 ; 8,9). La majorité des vis fixant la métaglène étaient intra-osseuse sans aucune effraction (64%). L'effraction des vis restantes était en moyenne de 13%. Quand il existait une effraction de vis, il s'agissait d'abord d'une effraction de la vis supérieure (20%). Rapporté au nombre total de vis, l'effraction était de 5%.

Dans le groupe B, un patient présentait une effraction du plot central de 27%. Trente pourcent des prothèses ne présentaient aucune effraction de vis. L'effraction moyenne des vis était de 24%. Trente pourcent présentaient une effraction d'une vis sur 4. Il s'agissait dans deux tiers des cas de la vis supérieure, puis dans l'autre tiers, de la vis antérieure.

Enfin, 40% des prothèses présentaient une effraction de la moitié des vis de la métaglène. Dans les trois quarts des cas, il s'agissait de la vis antérieure et supérieure. Au total, dans le groupe B, sur l'ensemble des vis de la métaglène, l'effraction était de 9%.

En comparant les deux groupes, la différence d'effraction de l'ensemble des vis était statistiquement significative ($p = 0,04$). Lorsque les prothèses étaient naviguées, il existait un meilleur positionnement des vis en intra-osseux.

2.2.4. Lors des erreurs de positionnement, dans quel sens allait l'anomalie de positionnement ?

Dans le groupe A, il existait une tendance concernant l'erreur de positionnement. En effet, les implants glénoïdiens présentaient plus de tilt supérieur par rapport à la planification et moins de rétroversion que prévu dans 58% des cas. Même quand il existait une augmentation de la rétroversion de l'implant glénoïdien, il persistait une augmentation de l'inclinaison supérieure.

Concernant la version, seuls 21% des patients présentaient une version supérieure ou égale à 5° par rapport à la planification. Il n'existait pas d'implant présentant une valeur extrême (égale ou supérieure à 10°) de version.

Concernant l'inclinaison, la moitié des patients présentait une inclinaison égale ou supérieure à 5° avec une majorité de patients présentant une augmentation du tilt supérieure. Il n'existait pas d'implant présentant une valeur extrême (égale ou supérieure à 10°) d'inclinaison.

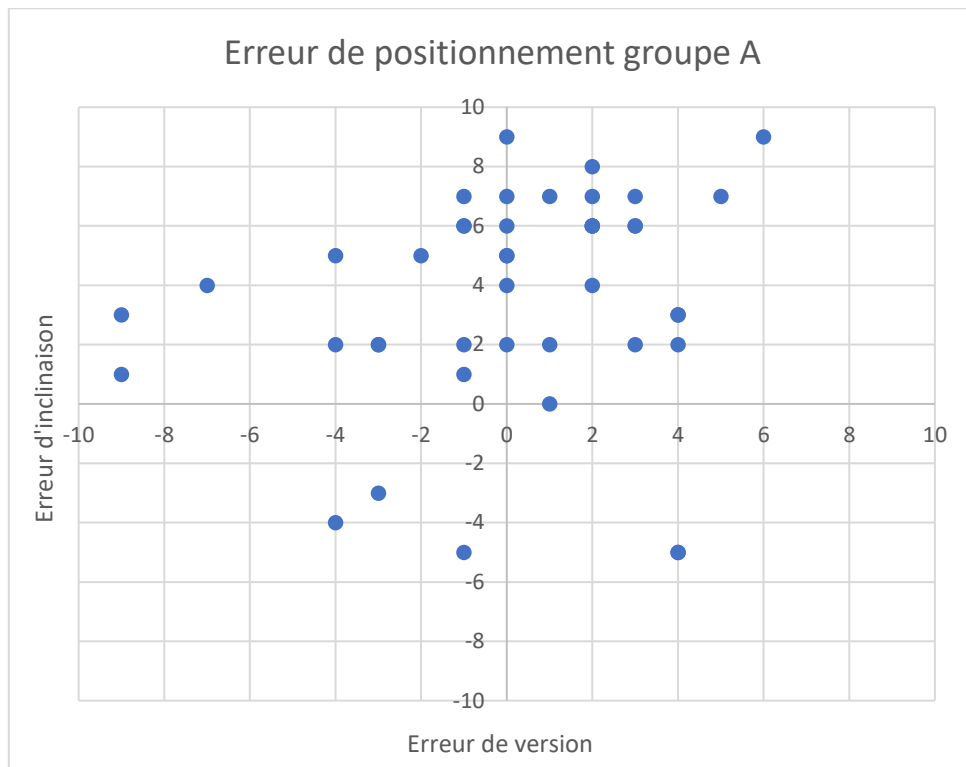


Figure 23 : erreur de positionnement dans le groupe A.

Dans le groupe B, il existait une augmentation du tilt supérieur et une augmentation du positionnement en rétroversion. Cinquante-cinq pourcent des patients présentaient une différence de version égale ou supérieure à 5°. Il n’existait pas de valeur extrême de version.

Concernant l’inclinaison, la moitié des patients présentait une différence supérieure ou égale à 5°. Il existe deux patients avec une valeur extrême d’inclinaison supérieure. Globalement, il existait une tendance à une augmentation du tilt supérieur que la prothèse soit naviguée ou non.

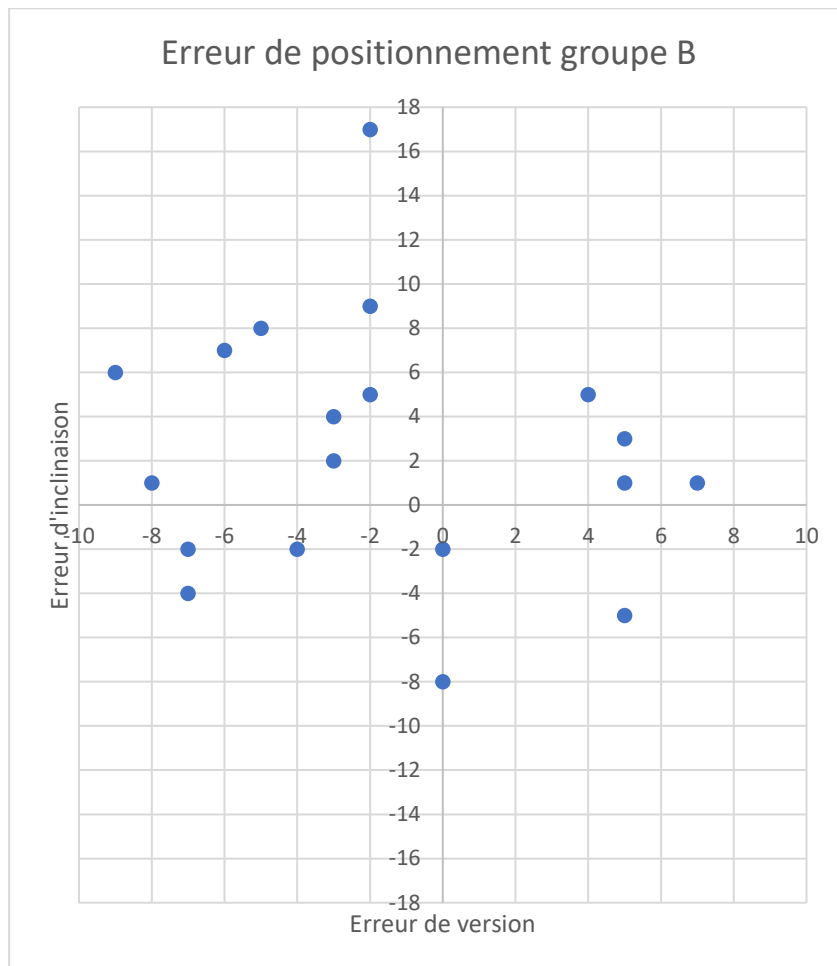


Figure 24 : erreur de positionnement dans le groupe B.

2.2.5. Existait-il une différence entre les prothèses inversées et les prothèses anatomiques lorsqu'elles étaient naviguées ?

Dans le groupe A, vingt-cinq prothèses étaient des prothèses inversées et dix-neuf des prothèses anatomiques. La version native des glènes des prothèses inversées et anatomiques était respectivement de -5° et de -11° . Cette différence était significative ($p = 0,04$). La planification prévoyait une rétroversion de l'implant plus importante pour les prothèses anatomiques. En comparant les différences de version entre le préopératoire et le postopératoire, il n'existait pas de différence selon le type de prothèse. Concernant l'inclinaison, il n'existait pas de différence selon le type de prothèse. Nous retrouvons

une différence significative concernant l'âge moyen des patients : 74 ans en moyenne dans les prothèses inversées et 67 ans en moyenne dans les prothèses anatomiques.

2.2.6. Quels étaient les caractéristiques épidémiologiques et cliniques des profils où la différence observée est la plus importante ?

Dans la série, 25% des prothèses présentaient une différence de version postopératoire supérieure ou égale à 5°. Les patients obtenant le moins bon résultat concernant la version étaient en moyenne plus âgés et cette différence était significative (70 ans vs 75 ans, $p = 0,04$). Les caractéristiques cliniques étaient similaires entre les deux groupes. Ce sont les prothèses naviguées qui présentent une meilleure version que les prothèses non naviguées ($p < 0,001$).

Dans la population, 56% des prothèses présentaient une différence d'inclinaison postopératoire supérieure ou égale à 5°. Après analyses des différents paramètres recueillis, il n'existait pas de facteur explicatif de cette différence.

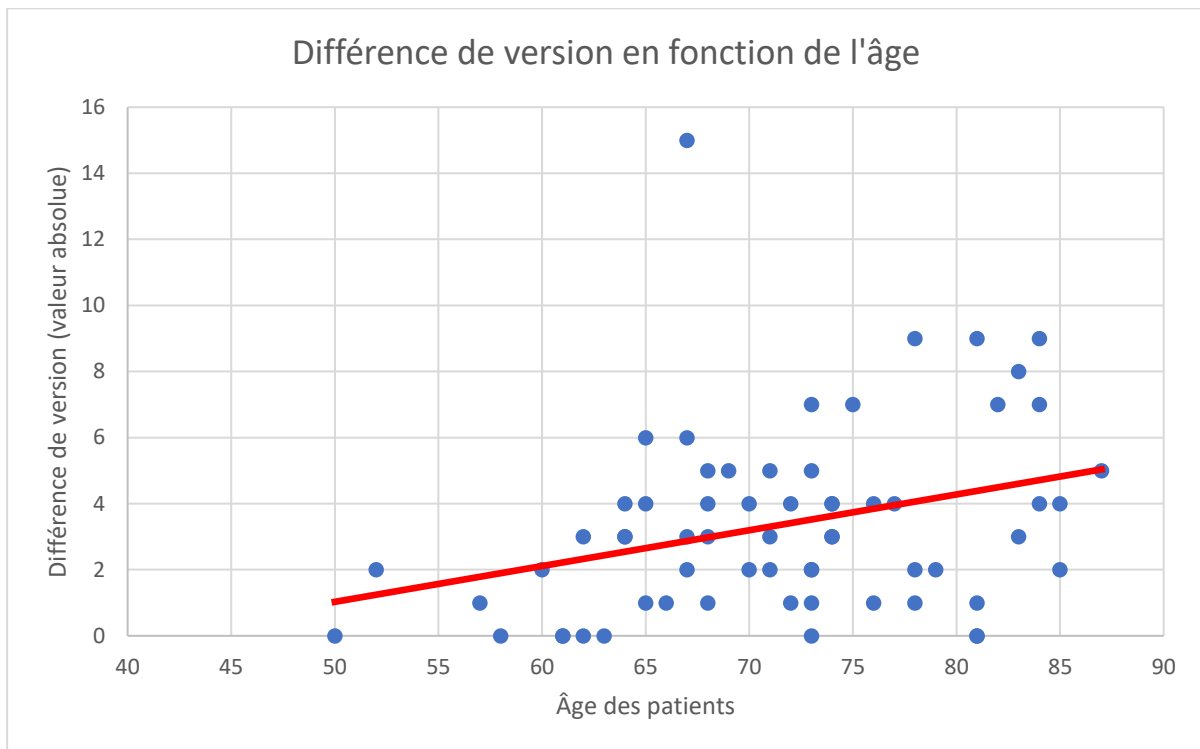


Figure 25 : différence de version, en valeur absolue, en fonction de l'âge. La droite rouge représente la tendance de la différence de version en fonction de l'âge.

2.2.7. Quels sont les morphologies de glène où la navigation semble indiquée ?

Quand on analyse selon le type de glène concernant la version, 25% des glènes présentaient une différence de version supérieure à 5°. Dans le groupe des positionnements satisfaisants, 25% des prothèses étaient de type A1, 25% étaient de type A2, 21% de type B1, 10% de type B2, 10% de type B3 et 8% de type C. Concernant les prothèses avec le plus de défaut de version, 38% des glènes étaient de type A1, 38% de type A2, 12% de type B1, 6% de type B2, 6% de type B3 et aucune n'était de type C. Les glènes de type A1 et A2 sont celles qui présentent le plus de défaut de positionnement au niveau de la version, même si les statistiques ne sont pas significatives.

Type de glène	A1	A2	B1	B2	B3	C
Version < 5°, effectif (%)	25%	25%	21%	10%	10%	8%
Version ≥ 5°, effectif (%)	38%	38%	12%	6%	6%	0%

Tableau 5 : répartition des bons positionnements (version < 5°) et des moins bons positionnements (version ≥ 5°) en fonction du type de glène.

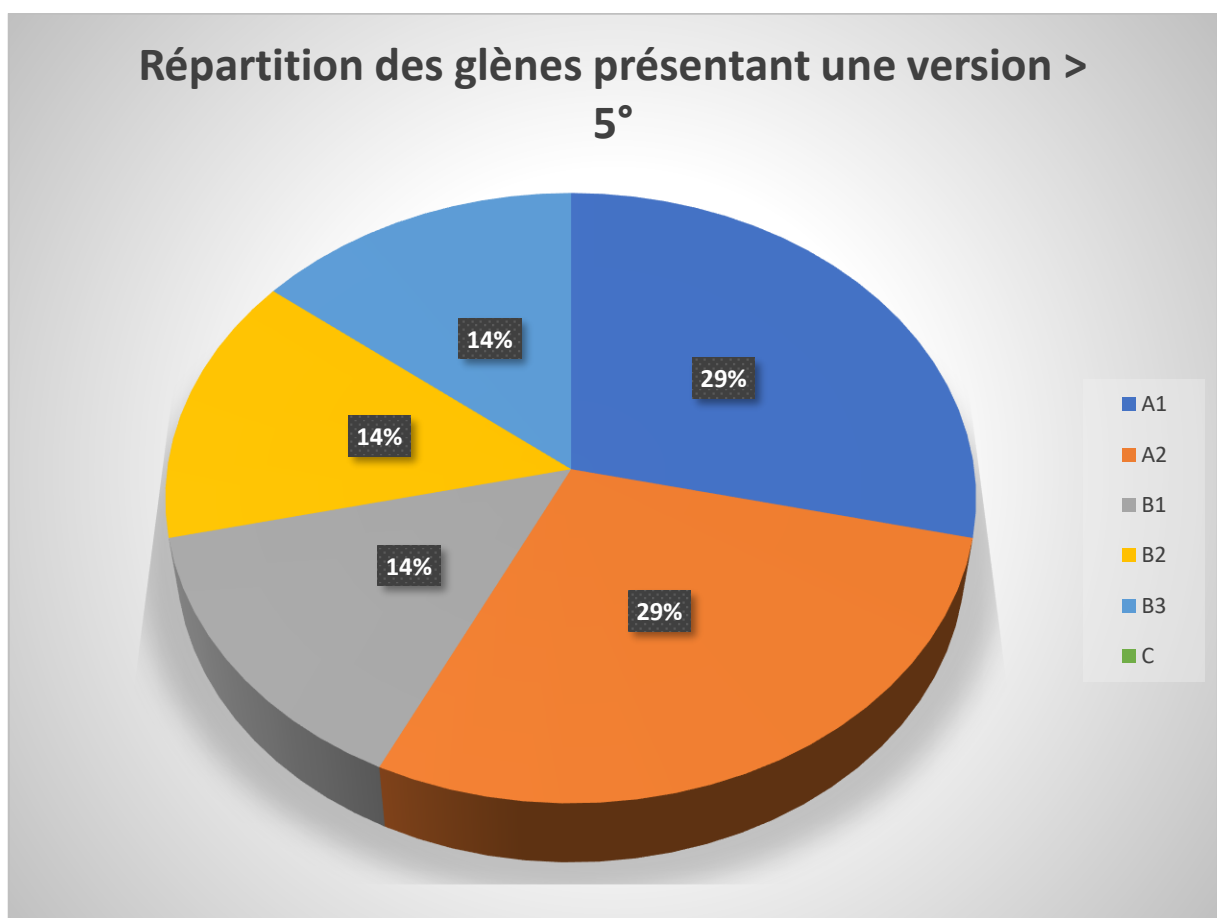


Figure 26 : répartition des glènes présentant le plus de défaut de version par rapport à la planification ($\geq 5^\circ$). Taille de l'échantillon : 16 prothèses (25%).

Concernant le tilt supérieur ou inférieur, 55% des prothèses présentaient une différence d'inclinaison supérieure ou égale à 5°. Dans 69% des cas, il s'agissait d'une prothèse inversée. La répartition des implants navigués était globalement similaire entre les deux groupes (66% contre 71% dans le groupe positionnement satisfaisant et positionnement non satisfaisant respectivement, différence non significative). Dans le groupe des positionnements satisfaisants, 24% étaient de type A1, 28% de type A2, 17% de type B1, 17% de type B2, 7% de type B3 et 7% de type C. Trente et un pourcent des positionnements non satisfaisants présentaient une glène A1, 29% une glène A2, 20% une glène B1, 3% une glène B2, 11% une glène B3 et 6% une glène C. Il existait deux fois plus de glène B3 dans le groupe des positionnements non satisfaisants.

Type de glène	A1	A2	B1	B2	B3	C
Inclinaison < 5°, effectif (%)	24%	28%	17%	17%	7%	7%
Inclinaison ≥ 5°, effectif (%)	31%	29%	20%	3%	11%	6%

Tableau 6 : répartition des bons positionnements (inclinaison < 5°) et des moins bons positionnements (inclinaison ≥ 5) en fonction du type de glène.

Répartition des glènes présentant une inclinaison > 5°

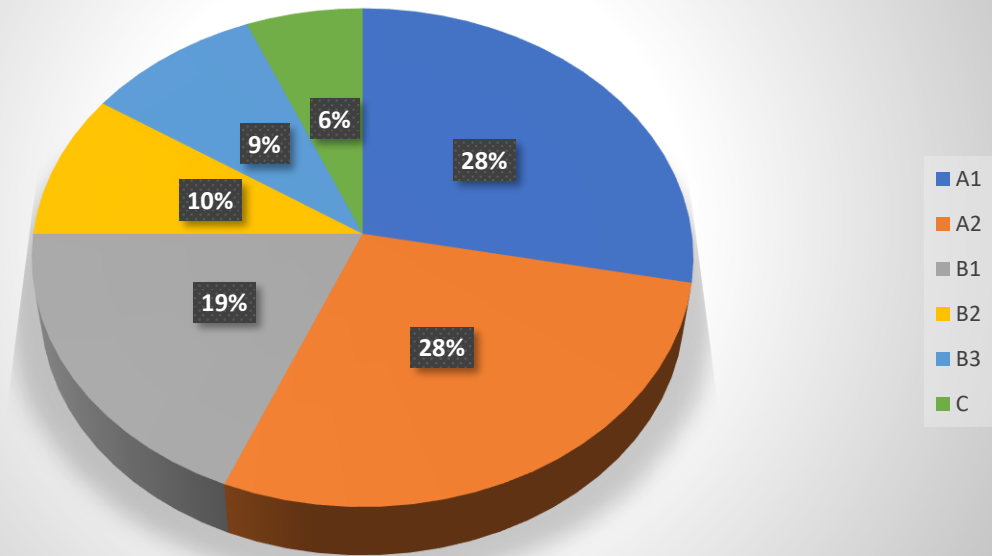


Figure 27 : répartition des glènes présentant le plus de défaut d'inclinaison par rapport à la planification ($\geq 5^\circ$). Taille de l'échantillon : 35 prothèses (55%).

2.2.7. Existe-t-il une courbe d'apprentissage concernant la navigation ?

Une modélisation graphique a été réalisée concernant la version et l'inclinaison en fonction du temps pour déterminer s'il existait une courbe d'apprentissage. Il ne semble pas exister de courbe d'apprentissage pour ces deux paramètres en fonction du temps.

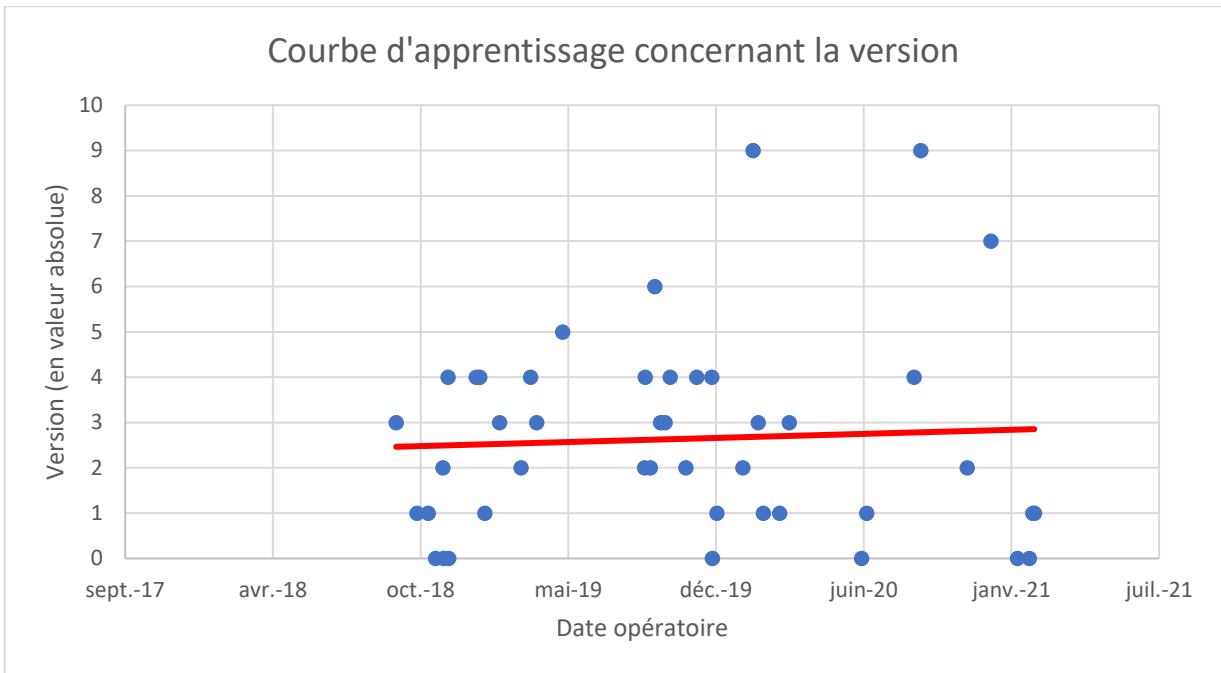


Tableau 7 : variation de la différence de version (en rapport absolu) par rapport à la planification en fonction du temps. La courbe rouge est la tendance globale d'évolution.

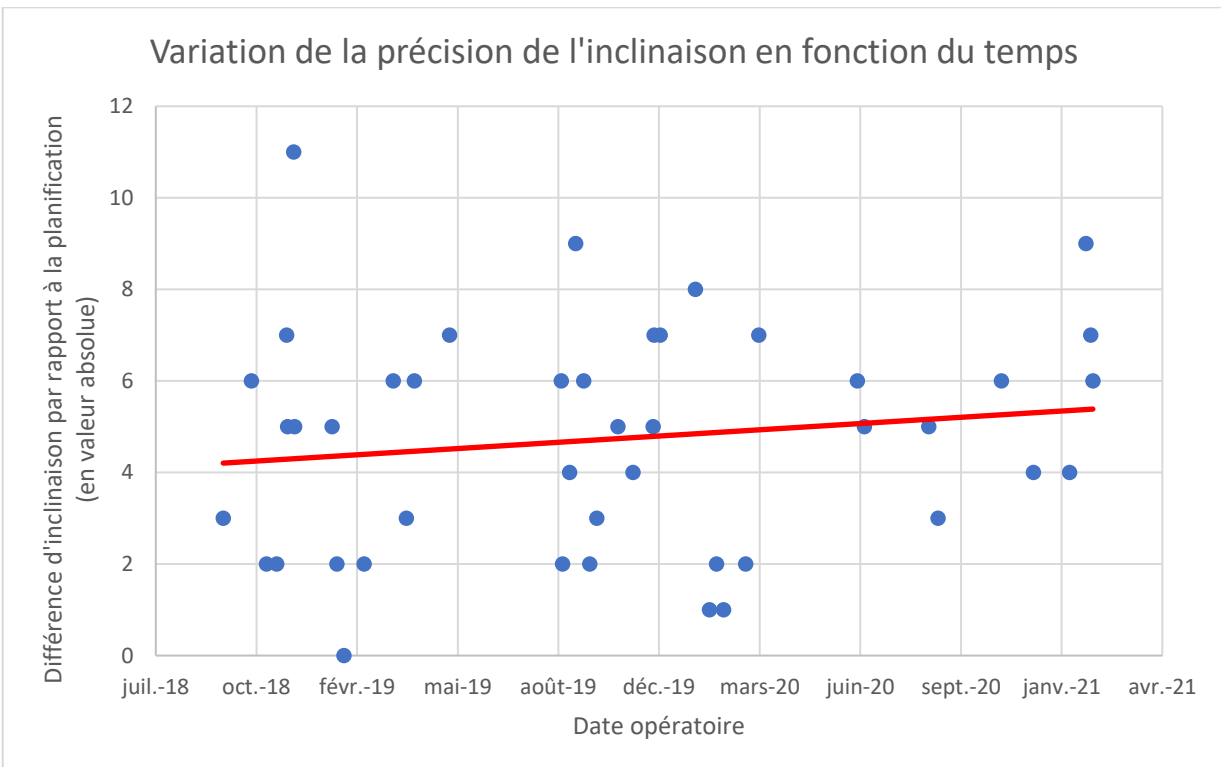


Tableau 8 : courbe d'apprentissage concernant la précision de l'inclinaison (en rapport absolue) en fonction du temps. La courbe rouge est la tendance globale d'évolution.

2.3. Discussion

A notre connaissance, nous rapportons dans cette étude les résultats de la première série comparative de prothèses naviguées versus prothèses non naviguées, toutes ayant été planifiées selon le même protocole. Concernant la version, le positionnement glénoïdien postopératoire était meilleur lorsque celui-ci était navigué par rapport aux prothèses non naviguées. Les résultats concernant le tilt inférieur étaient similaires, que la prothèse soit naviguée ou non. Il existait moins d'effraction du plot central et des vis de fixation de la métaglène dans la navigation. Lorsque la glène présentait une usure postérieure, les résultats étaient globalement moins satisfaisants. Il ne semble pas exister une courbe d'apprentissage lors de l'utilisation de la navigation.

L'échec du positionnement glénoïdien représente la complication la plus fréquente des prothèses d'épaule ²⁰. Il existe de nombreux systèmes d'aide à la pose d'une prothèse d'épaule. L'alignement optimal de l'implant a le potentiel de réduire le descellement précoce en particulier dans les cas de rétroversion et d'inclinaison extrême et peut justifier l'utilisation d'instrumentation spécifique au patient ²⁹.

Le système de navigation GPS Equinoxe® permet au chirurgien de décider où sera placé le plot central. Lors de la planification, il garde la main sur le positionnement de l'implant glénoïdien. Ses objectifs d'implantation sont une absence d'effraction corticale et un fraisage optimal permettant un contact osseux maximal. L'ergonomie du logiciel permet une visualisation aisée dans les trois plans de l'espace. Dans la méta-analyse de Cabarcas ³⁷ fondée sur 22 articles concernant l'instrumentation spécifique au patient, un tiers des études utilisait un logiciel qui permettait de déterminer le point d'entrée idéal automatiquement de la broche centrale de l'implant glénoïdien. Le point idéal était fixé à 0° de version, 0° d'inclinaison pour les prothèses anatomiques et à 0° de version, et entre 5 et 10° de tilt inférieur pour les prothèses inversées. Deux tiers des articles présentaient

un système de planification où le chirurgien lui-même gardait la main. Ainsi, le positionnement idéal de l'implant glénoïdien n'est pas tranché. Il existe des similitudes dans la littérature du logiciel utilisé.

Dans notre étude, à partir des images en 2 dimensions de la tomodensitométrie, une visualisation en 3 dimensions est générée et peut démarrer la planification. Le délai moyen au total est inférieur à quelques jours. Dans l'étude de Cabarcas, les guides sont hétérogènes dans leur conception. Il existait un délai moyen de 2 semaines pour recevoir les guides. La navigation diminue le délai entre la planification et la pose finale des implants.

Concernant la précision des mesures présentées dans cette méta-analyse, tous les articles rapportaient une erreur d'inclinaison et une très grande majorité une erreur de version. La précision de la version était de moins de 5° pour 20 articles. Globalement, la version varie entre 3,4°⁴⁹ et 4,0°²⁹ et l'inclinaison entre 1,8°⁴⁹ et 3,1°²⁹. L'instrumentation spécifique au patient semble plus précise dans l'inclinaison que dans la version³⁶. Il existe une différence dans la navigation : les résultats suggèrent que la version des implants est plus proche de la planification que l'inclinaison.

Une étude récente a comparé les résultats en utilisant le même logiciel de planification et de navigation. Notre population comprenait un effectif relativement important de 64 prothèses analysées. L'étude similaire de Flurin et al.⁵⁰ comprenait 31 patients. Notre population comprenait moins d'hommes et moins de prothèse inversées (33% vs 45%, et 38% vs 74% respectivement). Dans notre étude, la différence moyenne de version était de 0,18° pour une médiane à 0° et la différence moyenne d'inclinaison était de 3,73°. Dans l'étude de Flurin, la différence moyenne concernant la version entre la navigation et le positionnement postopératoire était de 1,13° (+ ou - 0,81°) avec une différence plus faible lorsqu'il s'agissait d'une prothèse inversée par rapport à une

prothèse anatomique ($0,77^\circ$ vs $1,33^\circ$). La différence moyenne d'inclinaison était de $1,58^\circ$ (+ ou $- 1,75^\circ$) avec une différence plus faible quand il s'agissait de prothèse anatomique ($1,11^\circ$ vs $1,77^\circ$). Ainsi, la précision du positionnement concernant la version est similaire entre ces deux études, avec des résultats très satisfaisants. Nous avons relevé que plus le patient était âgé et moins le positionnement concernant la version était correct. Ces observations nous permettent d'avancer l'hypothèse que l'os est plus porotique. En revanche, concernant l'inclinaison de l'implant, nos résultats montrent une différence plus importante. Cette différence se fait dans le même sens, à savoir, une augmentation du tilt supérieur. Autre hypothèse : lorsque nous faisons la glène, il existe probablement une augmentation des contraintes élastiques de l'ancillaire majorant le tilt supérieur. La voie d'abord delto-pectorale peut, dans une moindre mesure, augmenter le tilt supérieur et antérieur. Dans notre étude, il n'existait pas de différence selon le type de prothèse.

Dans notre recherche, la navigation des vis de fixation de l'implant glénoïdien permettait une diminution nette de leur pourcentage d'effraction. Il a été montré qu'en raison des forces de cisaillement importantes dans l'interface implant-os, une fixation initiale insuffisante peut conduire à un descellement précoce de l'implant⁵¹. En favorisant une fixation primaire de l'implant, la navigation diminuera le risque de descellement précoce. Ainsi, la navigation aurait une tendance à apporter un avantage supplémentaire concernant la survie à long-terme de l'implant glénoïdien.

Il peut exister différentes réticences à débiter la navigation. Dans notre étude, la durée opératoire n'était pas statistiquement différente entre le groupe de patients dont les prothèses étaient naviguées et les prothèses non naviguées. Elle était en moyenne de 84 minutes pour les prothèses naviguées et de 82 minutes pour les prothèses non naviguées. Dans l'étude de Rosenthal et al.⁴⁷, la durée moyenne opératoire des

prothèses non naviguées et naviguées étaient respectivement de 106 minutes et de 117 minutes. Ainsi, cet auteur retrouvait une augmentation de 11 minutes de la durée opératoire lorsque les prothèses étaient naviguées et ce résultat était statistiquement significatif. Ces résultats divergent avec les résultats de notre étude. Il s'agissait d'un seul opérateur, très expérimenté, ce qui peut expliquer l'absence de différence de la durée opératoire.

Dans notre travail, il n'existait pas de différence significative entre la durée opératoire des 20 premières prothèses et des 20 dernières même s'il existait une tendance à une diminution du temps opératoire. Dans l'étude de Rosenthal et al. ⁴⁷, la durée opératoire était plus importante pour les 25 premières prothèses que pour les 25 dernières et ce résultat était significatif. Dans l'étude de Flurin, la courbe d'apprentissage était de 7 patients. Nos résultats semblent similaires à la littérature. Par ailleurs, cette courbe d'apprentissage est également présente dans les autres prothèses naviguées ⁵². Il n'existait pas d'effet temps et de courbe d'apprentissage concernant la navigation dans notre étude.

Contrairement aux prothèses de genou ou de hanche où l'obésité peut être un frein au repérage des points d'intérêt en peropératoire, dans les prothèses d'épaule, l'obésité ne gêne pas le positionnement des capteurs ⁴⁰.

L'incidence des fractures du processus coracoïde est augmenté lorsque les prothèses sont naviguées, lié au repérage statique positionné en son sein ⁴⁷. Nous n'avons pas retrouvé cette complication dans cette étude.

Il existe plusieurs limites à notre étude. La répartition dans chaque groupe a été réalisée de manière aléatoire, mais il ne s'agissait pas d'un tirage au sort avec randomisation. Pour certains patients, le choix de la navigation dépendait de la fiabilité du matériel et de la transmission de données via USB. La répartition des glènes n'est pas

homogène entre les deux groupes et peut entraîner un biais de confusion sur l'analyse en sous-groupe et la détermination du profil type de glène à naviguer. L'effectif est différent entre les deux groupes. La ligne de Friedman des scanners postopératoires a été déterminée manuellement en comparaison par transparence avec celle repérée en préopératoire par un ingénieur. Il est possible qu'elle varie d'un scanner à l'autre. C'est de son positionnement que dépendent les mesures du tilt et de la rétroversion de l'implant glénoïdien.

Les forces de notre étude résident dans l'inclusion systématique des patients ayant bénéficié d'une planification et d'un scanner postopératoire. Il s'agit d'un recueil prospectif. La répartition des deux groupes était aléatoire. Les images tomodensitométriques sont standardisées et validées par notre équipe de radiologues permettant la diminution au maximum des artéfacts métalliques. Une équipe d'ingénieurs formés par le laboratoire industriel traite les images tomodensitométriques et segmente les images de manière optimale. La ligne de Friedman est déterminée par une méthodologie reproductible en préopératoire. Il s'agit d'un unique opérateur entraîné. Malgré des aléas potentiels lors des mesures, la méthodologie a pu être réalisée par un deuxième examinateur, renforçant ainsi la reproductibilité de la méthode. Aucune complication liée à l'utilisation du matériel spécifique de navigation n'est survenue.

Conclusion

La navigation des prothèses d'épaule semble apporter une plus grande précision de positionnement dans la version de l'implant glénoïdien et diminuer l'effraction des vis de l'embase dans les prothèses inversées d'épaule. Il n'a pas été mis en évidence de profil morphologique type à naviguer. Le travail de planification en amont de la chirurgie permet de mettre en place une stratégie chirurgicale et d'anticiper les remodelages de glène (perte de substance nécessitant un implant augmenté, asymétrie de fraisage nécessaire, grande rétroversion, petite taille de glène). Le chirurgien reste le seul maître à bord en fonction des constatations peropératoires. C'est le fraisage du plot central qui est navigué et non la pose finale de l'implant. La durée opératoire n'est pas augmentée. L'installation du système de navigation n'a pas entraîné de complication peropératoire dans notre étude. Ce système de navigation présente un coût relativement bas (autour de 300 euros). Il ne semble pas exister de courbe d'apprentissage. Suite aux analyses des données épidémiologiques, cliniques et radiographiques de milliers de prothèses, les systèmes de « machine learning » proposent aujourd'hui de prédire les résultats cliniques postopératoires d'une prothèse d'épaule. La fiabilité de ces systèmes a été validée ⁵³. Cet outil peut permettre d'évaluer pour quel patient il existe un bénéfice réel à proposer une arthroplastie d'épaule. Le chirurgien est à même de proposer une stratégie individualisée en lien avec la participation du patient.

Notre étude portait sur le positionnement immédiat de l'implant glénoïdien par rapport à la planification. Concernant la fixation à long terme de l'implant glénoïdien et le risque de descellement, il faudrait réaliser une étude à long terme pour mieux appréhender ce paramètre. Une hypothèse plausible serait qu'un meilleur

positionnement grâce à la navigation diminuerait le risque de descellement. Cette étude pourrait être analysée comme une étude préliminaire à une étude de corrélation entre le positionnement des implants et les résultats cliniques.

Bibliographie

1. Veeger HEJ, van der Helm FCT. Shoulder function: the perfect compromise between mobility and stability. *J Biomech.* 2007;40(10):2119-2129. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.10.016
2. Occhiboi EP, Clement RD. Anatomic Total Shoulder Arthroplasty and Reverse Total Shoulder Arthroplasty: Indications, Outcomes, and Complications. *JBJS Journal of Orthopaedics for Physician Assistants.* 2020;8(1):0025. doi:10.2106/JBJS.JOPA.19.00025
3. Walch G, Boileau P, Noël É. Indications et évolution de la prothèse d'épaule. *Revue du Rhumatisme.* 2010;77:A6-A11. doi:10.1016/j.rhum.2010.07.011
4. Ek ETH, Neukom L, Catanzaro S, Gerber C. Reverse total shoulder arthroplasty for massive irreparable rotator cuff tears in patients younger than 65 years old: results after five to fifteen years. *J Shoulder Elbow Surg.* 2013;22(9):1199-1208. doi:10.1016/j.jse.2012.11.016
5. Lenarz C, Shishani Y, McCrum C, Nowinski RJ, Edwards TB, Gobezie R. Is reverse shoulder arthroplasty appropriate for the treatment of fractures in the older patient? Early observations. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469(12):3324-3331. doi:10.1007/s11999-011-2055-z
6. Raiss P, Edwards TB, da Silva MR, Bruckner T, Loew M, Walch G. Reverse shoulder arthroplasty for the treatment of nonunions of the surgical neck of the proximal part of the humerus (type-3 fracture sequelae). *J Bone Joint Surg Am.* 2014;96(24):2070-2076. doi:10.2106/JBJS.N.00405
7. Mizuno N, Denard PJ, Raiss P, Walch G. Reverse total shoulder arthroplasty for primary glenohumeral osteoarthritis in patients with a biconcave glenoid. *J Bone Joint Surg Am.* 2013;95(14):1297-1304. doi:10.2106/JBJS.L.00820
8. Cuff DJ, Virani NA, Levy J, et al. The treatment of deep shoulder infection and glenohumeral instability with debridement, reverse shoulder arthroplasty and postoperative antibiotics. *J Bone Joint Surg Br.* 2008;90(3):336-342. doi:10.1302/0301-620X.90B3.19408
9. Neer CS 2nd, Watson KC, Stanton FJ. Recent experience in total shoulder replacement. *JBJS.* 1982;64(3):319-337.
10. Jazayeri R, Kwon YW. Evolution of the reverse total shoulder prosthesis. *Bull NYU Hosp Jt Dis.* 2011;69(1):50-55.
11. Boileau P. Biographical Sketch: Paul M. Grammont, MD (1940). *Clinical Orthopaedics & Related Research.* 2011;469(9):2422-2423. doi:10.1007/s11999-011-1959-y
12. Boileau P, Watkinson DJ, Hatzidakis AM, Balg F. Grammont reverse prosthesis: design, rationale, and biomechanics. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14(1 Suppl S):147S-161S. doi:10.1016/j.jse.2004.10.006
13. Baulot E, Sirveaux F, Boileau P. Grammont's idea: The story of Paul Grammont's functional surgery concept and the development of the reverse principle. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469(9):2425-2431. doi:10.1007/s11999-010-1757-y
14. Boileau P. Complications and revision of reverse total shoulder arthroplasty. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research.* 2016;102(1):S33-S43. doi:10.1016/j.otsr.2015.06.031

15. Shah SS, Gaal BT, Roche AM, et al. The modern reverse shoulder arthroplasty and an updated systematic review for each complication: part I. *JSES Int.* 2020;4(4):929-943. doi:10.1016/j.jseint.2020.07.017
16. Rojas J, Choi K, Joseph J, Srikumaran U, McFarland EG. Aseptic Glenoid Baseplate Loosening After Reverse Total Shoulder Arthroplasty: A Systematic Review and Meta-Analysis. *JBJS Rev.* 2019;7(5):e7. doi:10.2106/JBJS.RVW.18.00132
17. Saragaglia D, Rubens-Duval B, Gaillot J, Lateur G, Pailhé R. Total knee arthroplasties from the origin to navigation: history, rationale, indications. *Int Orthop.* 2019;43(3):597-604. doi:10.1007/s00264-018-3913-z
18. Ritter MA, Faris PM, Keating EM, Meding JB. Postoperative alignment of total knee replacement. Its effect on survival. *Clin Orthop Relat Res.* 1994;(299):153-156.
19. Nizard RS, Porcher R, Ravaud P, et al. Use of the Cusum technique for evaluation of a CT-based navigation system for total knee replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;(425):180-188. doi:10.1097/01.blo.0000136902.01368.69
20. Matsen FA, Clinton J, Lynch J, Bertelsen A, Richardson ML. Glenoid component failure in total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90(4):885-896. doi:10.2106/JBJS.G.01263
21. Nové-Josserand L, Clavert P. Glenoid exposure in total shoulder arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2018;104(1S):S129-S135. doi:10.1016/j.otsr.2017.10.008
22. Gregory T, Hansen U, Taillieu F, et al. Glenoid loosening after total shoulder arthroplasty: An in vitro CT-scan study. *J Orthop Res.* 2009;27(12):1589-1595. doi:10.1002/jor.20912
23. Churchill RS, Brems JJ, Kotschi H. Glenoid size, inclination, and version: An anatomic study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery.* 2001;10(4):327-332. doi:10.1067/mse.2001.115269
24. Scalise JJ, Codsí MJ, Bryan J, Iannotti JP. The three-dimensional glenoid vault model can estimate normal glenoid version in osteoarthritis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery.* 2008;17(3):487-491. doi:10.1016/j.jse.2007.09.006
25. Nyffeler RW, Jost B, Pfirrmann CWA, Gerber C. Measurement of glenoid version: conventional radiographs versus computed tomography scans. *J Shoulder Elbow Surg.* 2003;12(5):493-496. doi:10.1016/s1058-2746(03)00181-2
26. Scalise JJ, Codsí MJ, Bryan J, Brems JJ, Iannotti JP. The influence of three-dimensional computed tomography images of the shoulder in preoperative planning for total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90(11):2438-2445. doi:10.2106/JBJS.G.01341
27. Heylen S, Van Haver A, Vuylsteke K, Declercq G, Verborgt O. Patient-specific instrument guidance of glenoid component implantation reduces inclination variability in total and reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2016;25(2):186-192. doi:10.1016/j.jse.2015.07.024
28. Kwon YW, Powell KA, Yum JK, Brems JJ, Iannotti JP. Use of three-dimensional computed tomography for the analysis of the glenoid anatomy. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14(1):85-90. doi:10.1016/j.jse.2004.04.011
29. Iannotti JP, Weiner S, Rodriguez E, et al. Three-dimensional imaging and templating improve glenoid implant positioning. *J Bone Joint Surg Am.* 2015;97(8):651-658. doi:10.2106/JBJS.N.00493
30. Youderian AR, Iannotti JP. Preoperative Planning Using Advanced 3-dimensional Virtual Imaging Software for Glenoid Component in Anatomic Total Shoulder Replacement. *Techniques in Shoulder & Elbow Surgery.* 2012;13(4):145-150. doi:10.1097/BTE.0b013e318256022c

31. Scalise JJ, Bryan J, Polster J, Brems JJ, Iannotti JP. Quantitative analysis of glenoid bone loss in osteoarthritis using three-dimensional computed tomography scans. *J Shoulder Elbow Surg.* 2008;17(2):328-335. doi:10.1016/j.jse.2007.07.013
32. Gomes NS. Patient-specific instrumentation for total shoulder arthroplasty. *EFORT Open Rev.* 2016;1(5):177-182. doi:10.1302/2058-5241.1.000033
33. Lau SC, Keith PPA. Patient-specific instrumentation for total shoulder arthroplasty: not as accurate as it would seem. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery.* 2018;27(1):90-95. doi:10.1016/j.jse.2017.07.004
34. Throckmorton TW, Gulotta LV, Bonnarens FO, et al. Patient-specific targeting guides compared with traditional instrumentation for glenoid component placement in shoulder arthroplasty: a multi-surgeon study in 70 arthritic cadaver specimens. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery.* 2015;24(6):965-971. doi:10.1016/j.jse.2014.10.013
35. Burns DM, Frank T, Whyne CM, Henry PD. Glenoid component positioning and guidance techniques in anatomic and reverse total shoulder arthroplasty: A systematic review and meta-analysis. *Shoulder & Elbow.* 2019;11(2_suppl):16-28. doi:10.1177/1758573218806252
36. Hendel MD, Bryan JA, Barsoum WK, et al. Comparison of patient-specific instruments with standard surgical instruments in determining glenoid component position: a randomized prospective clinical trial. *J Bone Joint Surg Am.* 2012;94(23):2167-2175. doi:10.2106/JBJS.K.01209
37. Cabarcas BC, Cvetanovich GL, Gowd AK, Liu JN, Manderle BJ, Verma NN. Accuracy of patient-specific instrumentation in shoulder arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. *JSES Open Access.* 2019;3(3):117-129. doi:10.1016/j.jses.2019.07.002
38. Colasanti GB, Moreschini F, Cataldi C, Mondanelli N, Giannotti S. GPS guided reverse shoulder arthroplasty. *Acta Biomed.* 2020;91(4-S):204-208. doi:10.23750/abm.v91i4-S.9377
39. Greene A, Hamilton M, Polakovic S, et al. Novel ct-based cadaveric validation of the accuracy of a computer-navigated surgery system. *Orthopaedic Proceedings.* 2017;99-B(SUPP_3):143-143. doi:10.1302/1358-992X.99BSUPP_3.ISTA2016-143
40. Edwards TB, Gartsman GM, O'Connor DP, Sarin VK. Safety and utility of computer-aided shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2008;17(3):503-508. doi:10.1016/j.jse.2007.10.005
41. Greene A, Parsons I, Jones R, et al. The influence of 3d preoperative planning on glenoid implant selection and placement: a survey of 172 shoulder specialists. *Orthopaedic Proceedings.* 2020;102-B(SUPP_1):136-136. doi:10.1302/1358-992X.2020.1.136
42. Sprowls GR, Wilson CD, Stewart W, et al. Intraoperative navigation and preoperative templating software are associated with increased glenoid baseplate screw length and use of augmented baseplates in reverse total shoulder arthroplasty. *JSES International.* 2021;5(1):102-108. doi:10.1016/j.jseint.2020.09.003
43. Raiss P, Walch G, Wittmann T, Athwal GS. Is preoperative planning effective for intraoperative glenoid implant size and type selection during anatomic and reverse shoulder arthroplasty? *J Shoulder Elbow Surg.* 2020;29(10):2123-2127. doi:10.1016/j.jse.2020.01.098
44. Stübiger T, Petri M, Zeckey C, et al. 3D navigated implantation of the glenoid component in reversed shoulder arthroplasty. Feasibility and results in an anatomic study. *Int J Med Robot.* 2013;9(4):480-485. doi:10.1002/rcs.1519

45. Theopold J, Pieroh P, Scharge ML, et al. Improved accuracy of K-wire positioning into the glenoid vault by intraoperative 3D image intensifier-based navigation for the glenoid component in shoulder arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2016;102(5):575-581. doi:10.1016/j.otsr.2016.03.013
46. Sadoghi P, Vavken J, Leithner A, Vavken P. Benefit of intraoperative navigation on glenoid component positioning during total shoulder arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2015;135(1):41-47. doi:10.1007/s00402-014-2126-1
47. Rosenthal Y, Rettig SA, Virk MS, Zuckerman JD. Impact of preoperative 3-dimensional planning and intraoperative navigation of shoulder arthroplasty on implant selection and operative time: a single surgeon's experience. *J Shoulder Elbow Surg.* 2020;29(12):2564-2570. doi:10.1016/j.jse.2020.03.041
48. Friedman RJ, Hawthorne KB, Genez BM. The use of computerized tomography in the measurement of glenoid version. *J Bone Joint Surg Am.* 1992;74(7):1032-1037.
49. Gauci MO, Boileau P, Baba M, Chaoui J, Walch G. Patient-specific glenoid guides provide accuracy and reproducibility in total shoulder arthroplasty. *Bone Joint J.* 2016;98-B(8):1080-1085. doi:10.1302/0301-620X.98B8.37257
50. Flurin PH. Planification préopératoire et système d'aide à la pose. Cours DIU Chirurgie de l'épaule et du coude, 2021.
51. Codsí MJ, Iannotti JP. The effect of screw position on the initial fixation of a reverse total shoulder prosthesis in a glenoid with a cavitory bone defect. *J Shoulder Elbow Surg.* 2008;17(3):479-486. doi:10.1016/j.jse.2007.09.002
52. Smith BRK, Deakin AH, Baines J, Picard F. Computer navigated total knee arthroplasty: The learning curve. *Computer Aided Surgery.* 2010;15(1-3):40-48. doi:10.3109/10929088.2010.486559
53. Kumar V, Roche C, Overman S, et al. What Is the Accuracy of Three Different Machine Learning Techniques to Predict Clinical Outcomes After Shoulder Arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res.* 2020;478(10):2351-2363. doi:10.1097/CORR.0000000000001263

Serment

- *En présence des Maîtres de cette école, de mes chers condisciples et devant l'effigie d'Hippocrate, je promets et je jure, au nom de l'Être suprême, d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la médecine.*

- *Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail.*

- *Admise dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés, et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs, ni à favoriser le crime.*

- *Respectueuse et reconnaissante envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leurs pères.*

- *Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses. Que je sois couverte d'opprobre et méprisée de mes confrères si j'y manque.*

Résumé

Introduction :

Lors de la primo-implantation des prothèses d'épaule, le positionnement de l'implant glénoïdien reste un défi chirurgical. La modélisation en 3 dimensions de la glène grâce à un logiciel de planification, associée à la navigation en peropératoire, a pour objectif d'améliorer et faciliter son positionnement. Toutefois, il n'existe aucune étude comparative entre les prothèses naviguées et les prothèses non naviguées.

L'objectif principal de notre étude était de comparer la différence de positionnement de l'implant glénoïdien entre la planification et le postopératoire entre les prothèses naviguées et les prothèses non naviguées, toutes ayant été planifiées selon le même protocole. Les objectifs secondaires étaient de comparer le pourcentage d'effraction du plot central et des vis de la métaglène, de déterminer un profil type de glène à naviguer et d'évaluer la présence ou non d'une courbe d'apprentissage.

Matériels et méthode :

Il s'agissait d'une étude rétrospective monocentrique. Soixante-quatre patients ont été inclus dans notre étude. Le groupe A comptait 40 prothèses naviguées et le groupe B 24 prothèses non naviguées. Toutes les prothèses ont bénéficié d'un scanner postopératoire comprenant un protocole de diminution des artéfacts métalliques. À partir du logiciel de planification, la version et l'inclinaison de l'implant glénoïdien postopératoire ont été mesurées et la différence a été analysée.

Résultats :

La différence de version de l'implant glénoïdien entre la planification et l'analyse postopératoire était bien moins importante dans le groupe A que dans le groupe B ($p = 0,06$). La différence concernant l'inclinaison était semblable entre les deux groupes. Il existait moins d'effraction des vis dans le groupe A que dans le groupe B ($p = 0,04$). Les glènes présentant une usure postérieure importante avaient les moins bons résultats. Il ne semble pas exister de courbe d'apprentissage.

Conclusion :

La navigation semble améliorer le positionnement de l'implant glénoïdien concernant la version et diminue le pourcentage d'effraction des vis au niveau de la scapula.

Mots-clefs : Navigation, prothèse d'épaule inversée, prothèse d'épaule anatomique, positionnement de l'implant glénoïdien, effraction des vis corticales