

UNIVERSITÉ TOULOUSE III – PAUL SABATIER
FACULTÉS DE MÉDECINE

ANNÉE 2018

2018 TOU3 1536

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE
MÉDECINE SPÉCIALISÉE CLINIQUE

Présentée et soutenue publiquement

par

Florence DAUZERE

le 25 Mai 2018

ANALYSE D'UNE ARTHROPLASTIE D'EPAULE A TIGE HUMERALE
COURTE ET NON CIMENTÉE.
A PROPOS DE 79 CAS A 2 ANS DE REcul MINIMUM.

Directeur de thèse : Pr Pierre MANSAT

JURY

Monsieur le Professeur Pierre MANSAT

Président

Monsieur le Professeur Paul BONNEVIALLE

Assesseur

Monsieur le Professeur Nicolas BONNEVIALLE

Assesseur

Monsieur le Professeur Philippe CLAVERT

Assesseur

Monsieur le Docteur Michel RONGIERES

Suppléant

TABLEAU du PERSONNEL HU
des Facultés de Médecine de l'Université Paul Sabatier
au 1^{er} septembre 2017

Professeurs Honoraires

Doyen Honoraire	M. ROUGE Daniel	Professeur Honoraire	M. VIRENQUE Christian
Doyen Honoraire	M. LAZORTHES Yves	Professeur Honoraire	M. CARLES Pierre
Doyen Honoraire	M. CHAP Hugues	Professeur Honoraire	M. BONAFÉ Jean-Louis
Doyen Honoraire	M. GUIRAUD-CHAUMEIL Bernard	Professeur Honoraire	M. VAYSSE Philippe
Doyen Honoraire	M. PUEL Pierre	Professeur Honoraire	M. ESQUERRE J.P.
Professeur Honoraire	M. ESCHAPASSE Henri	Professeur Honoraire	M. GUITARD Jacques
Professeur Honoraire	M. GEDEON André	Professeur Honoraire	M. LAZORTHES Franck
Professeur Honoraire	M. PASQUIE M.	Professeur Honoraire	M. ROQUE-LATRILLE Christian
Professeur Honoraire	M. RIBAUT Louis	Professeur Honoraire	M. CERENE Alain
Professeur Honoraire	M. ARLET Jacques	Professeur Honoraire	M. FOURNIAL Gérard
Professeur Honoraire	M. RIBET André	Professeur Honoraire	M. HOFF Jean
Professeur Honoraire	M. MONROZIES M.	Professeur Honoraire	M. REME Jean-Michel
Professeur Honoraire	M. DALOUS Antoine	Professeur Honoraire	M. FAUVEL Jean-Marie
Professeur Honoraire	M. DUPRE M.	Professeur Honoraire	M. FREXINOS Jacques
Professeur Honoraire	M. FABRE Jean	Professeur Honoraire	M. CARRIERE Jean-Paul
Professeur Honoraire	M. DUCOS Jean	Professeur Honoraire	M. MANSAT Michel
Professeur Honoraire	M. LACOMME Yves	Professeur Honoraire	M. BARRET André
Professeur Honoraire	M. COTONAT Jean	Professeur Honoraire	M. ROLLAND
Professeur Honoraire	M. DAVID Jean-Frédéric	Professeur Honoraire	M. THOUVENOT Jean-Paul
Professeur Honoraire	Mme DIDIER Jacqueline	Professeur Honoraire	M. CAHUZAC Jean-Philippe
Professeur Honoraire	Mme LARENG Marie-Blanche	Professeur Honoraire	M. DELSOL Georges
Professeur Honoraire	M. BERNADET	Professeur Honoraire	M. ABBAL Michel
Professeur Honoraire	M. REGNIER Claude	Professeur Honoraire	M. DURAND Dominique
Professeur Honoraire	M. COMBELLES	Professeur Honoraire	M. DALY-SCHWEITZER Nicolas
Professeur Honoraire	M. REGIS Henri	Professeur Honoraire	M. RAILHAC
Professeur Honoraire	M. ARBUS Louis	Professeur Honoraire	M. POURRAT Jacques
Professeur Honoraire	M. PUJOL Michel	Professeur Honoraire	M. QUERLEU Denis
Professeur Honoraire	M. ROCHICCIOLI Pierre	Professeur Honoraire	M. ARNE Jean-Louis
Professeur Honoraire	M. RUMEAU Jean-Louis	Professeur Honoraire	M. ESCOURROU Jean
Professeur Honoraire	M. BESOMBES Jean-Paul	Professeur Honoraire	M. FOURTANIER Gilles
Professeur Honoraire	M. SUC Jean-Michel	Professeur Honoraire	M. LAGARRIGUE Jacques
Professeur Honoraire	M. VALDIGUIE Pierre	Professeur Honoraire	M. PESSEY Jean-Jacques
Professeur Honoraire	M. BOUNHOURE Jean-Paul	Professeur Honoraire	M. CHAVOIN Jean-Pierre
Professeur Honoraire	M. CARTON Michel	Professeur Honoraire	M. GERAUD Gilles
Professeur Honoraire	Mme PUEL Jacqueline	Professeur Honoraire	M. PLANTE Pierre
Professeur Honoraire	M. GOUZI Jean-Louis	Professeur Honoraire	M. MAGNAVAL Jean-François
Professeur Honoraire associé	M. DUTAU Guy	Professeur Honoraire	M. MONROZIES Xavier
Professeur Honoraire	M. PASCAL J.P.	Professeur Honoraire	M. MOSCOVICI Jacques
Professeur Honoraire	M. SALVADOR Michel	Professeur Honoraire	Mme GENESTAL Michèle
Professeur Honoraire	M. BAYARD Francis	Professeur Honoraire	M. CHAMONTIN Bernard
Professeur Honoraire	M. LEOPHONTE Paul	Professeur Honoraire	M. SALVAYRE Robert
Professeur Honoraire	M. FABIÉ Michel	Professeur Honoraire	M. FRAYSSE Bernard
Professeur Honoraire	M. BARTHE Philippe	Professeur Honoraire	M. BUGAT Roland
Professeur Honoraire	M. CABARROT Etienne	Professeur Honoraire	M. PRADERE Bernard
Professeur Honoraire	M. DUFFAUT Michel	Professeur Honoraire	M. CHAP Hugues
Professeur Honoraire	M. ESCANDE Michel	Professeur Honoraire	M. LAURENT Guy
Professeur Honoraire	M. PRIS Jacques	Professeur Honoraire	M. ARLET Philippe
Professeur Honoraire	M. CATHALA Bernard	Professeur Honoraire	Mme MARTY Nicole
Professeur Honoraire	M. BAZEX Jacques	Professeur Honoraire	M. MASSIP Patrice
		Professeur Honoraire	M. CLANET Michel

Professeurs Émérites

Professeur ALBAREDE Jean-Louis	Professeur MAZIERES Bernard
Professeur CONTÉ Jean	Professeur ARLET-SUAU Elisabeth
Professeur MURAT	Professeur SIMON Jacques
Professeur MANELFE Claude	Professeur FRAYSSE Bernard
Professeur LOUVET P.	Professeur ARBUS Louis
Professeur SARRAMON Jean-Pierre	Professeur CHAMONTIN Bernard
Professeur CARATERO Claude	Professeur SALVAYRE Robert
Professeur GUIRAUD-CHAUMEIL Bernard	Professeur MAGNAVAL Jean-François
Professeur COSTAGLIOLA Michel	Professeur ROQUES-LATRILLE Christian
Professeur ADER Jean-Louis	Professeur MOSCOVICI Jacques
Professeur LAZORTHES Yves	Professeur LAGARRIGUE Jacques
Professeur LARENG Louis	Professeur CHAP Hugues
Professeur JOFFRE Francis	Professeur LAURENT Guy
Professeur BONEU Bernard	Professeur MASSIP Patrice
Professeur DABERNAT Henri	
Professeur BOCCALON Henri	

FACULTE DE MEDECINE TOULOUSE-PURPAN

37 allées Jules Guesde - 31062 TOULOUSE Cedex

Doyen : D. CARRIE

P.U. - P.H. Classe Exceptionnelle et 1ère classe		P.U. - P.H. 2ème classe	
M. ADOUE Daniel (C.E)	Médecine Interne, Gériatrie	Mme BONGARD Vanina	Epidémiologie
M. AMAR Jacques	Thérapeutique	M. BONNEVIALLE Nicolas	Chirurgie orthopédique et traumatologique
M. ATTAL Michel (C.E)	Hématologie	M. BUREAU Christophe	Hépatogastro-entéro
M. AVET-LOISEAU Hervé	Hématologie, transfusion	M. CALVAS Patrick	Génétique
Mme BEYNE-RAUZY Odile	Médecine Interne	M. CARRERE Nicolas	Chirurgie Générale
M. BIRMES Philippe	Psychiatrie	Mme CASPER Charlotte	Pédiatrie
M. BLANCHER Antoine	Immunologie (option Biologique)	M. CHAIX Yves	Pédiatrie
M. BONNEVIALLE Paul	Chirurgie Orthopédique et Traumatologie.	Mme CHARPENTIER Sandrine	Thérapeutique, méd. d'urgence, addict
M. BOSSAVY Jean-Pierre	Chirurgie Vasculaire	M. COGNARD Christophe	Neuroradiologie
M. BRASSAT David	Neurologie	M. FOURNIE Bernard	Rhumatologie
M. BROUCHET Laurent	Chirurgie thoracique et cardio-vascul	M. FOURNIÉ Pierre	Ophthalmologie
M. BROUSSET Pierre (C.E)	Anatomie pathologique	M. GAME Xavier	Urologie
M. CARRIE Didier (C.E)	Cardiologie	M. LAROCHE Michel	Rhumatologie
M. CHAUVEAU Dominique	Néphrologie	M. LEOBON Bertrand	Chirurgie Thoracique et Cardiaque
M. CHOLLET François (C.E)	Neurologie	M. LOPEZ Raphael	Anatomie
M. DAHAN Marcel (C.E)	Chirurgie Thoracique et Cardiaque	M. MARX Mathieu	Oto-rhino-laryngologie
M. DE BOISSEZON Xavier	Médecine Physique et Réadapt Fonct.	M. MAS Emmanuel	Pédiatrie
M. DEGUINE Olivier	Oto-rhino-laryngologie	M. OLIVOT Jean-Marc	Neurologie
M. DUCOMMUN Bernard	Cancérologie	M. PARANT Olivier	Gynécologie Obstétrique
M. FERRIERES Jean	Epidémiologie, Santé Publique	M. PAYRASTRE Bernard	Hématologie
M. FOURCADE Olivier	Anesthésiologie	M. PERON Jean-Marie	Hépatogastro-entérologie
M. GEERAERTS Thomas	Anesthésiologie et réanimation	M. PORTIER Guillaume	Chirurgie Digestive
M. IZOPET Jacques (C.E)	Bactériologie-Virologie	M. RONCALLI Jérôme	Cardiologie
Mme LAMANT Laurence	Anatomie Pathologique	Mme SAVAGNER Frédérique	Biochimie et biologie moléculaire
M. LANG Thierry (C.E)	Biostatistiques et Informatique Médicale	M. SOL Jean-Christophe	Neurochirurgie
M. LANGIN Dominique	Nutrition		
M. LAUQUE Dominique (C.E)	Médecine Interne		
M. LAUWERS Frédéric	Anatomie		
M. LIBLAU Roland (C.E)	Immunologie		
M. MALAUD Bernard	Urologie		
M. MANSAT Pierre	Chirurgie Orthopédique		
M. MARCHOU Bruno (C.E)	Maladies Infectieuses		
M. MAZIERES Julien	Pneumologie		
M. MOLINIER Laurent	Epidémiologie, Santé Publique		
M. MONTASTRUC Jean-Louis (C.E)	Pharmacologie		
Mme MOYAL Elisabeth	Cancérologie		
Mme NOURHASHEMI Fatemeh (C.E)	Gériatrie		
M. OLIVES Jean-Pierre (C.E)	Pédiatrie		
M. OSWALD Eric	Bactériologie-Virologie		
M. PARIENTE Jérémie	Neurologie		
M. PARINAUD Jean (C.E)	Biol. Du Dévelop. et de la Reprod.		
M. PAUL Carle	Dermatologie		
M. PAYOUX Pierre	Biophysique		
M. PERRET Bertrand (C.E)	Biochimie		
M. RASCOL Olivier (C.E)	Pharmacologie		
M. RECHER Christian	Hématologie		
M. RISCHMANN Pascal	Urologie		
M. RIVIERE Daniel (C.E)	Physiologie		
M. SALES DE GAUZY Jérôme	Chirurgie Infantile		
M. SALLES Jean-Pierre	Pédiatrie		
M. SANS Nicolas	Radiologie		
Mme SELVES Janick	Anatomie et cytologie pathologiques		
M. SERRE Guy (C.E)	Biologie Cellulaire		
M. TELMON Norbert	Médecine Légale		
M. VINEL Jean-Pierre (C.E)	Hépatogastro-entérologie		
P.U. Médecine générale		P.U. Médecine générale	
M. OUSTRIC Stéphane	Médecine Générale	M. MESTHÉ Pierre	Médecine Générale
		P.A Médecine générale	
		POUTRAIN Jean-Christophe	Médecine Générale

FACULTE DE MEDECINE TOULOUSE-RANGUEIL

133, route de Narbonne - 31062 TOULOUSE Cedex

Doyen : E. SERRANO

P.U. - P.H. Classe Exceptionnelle et 1ère classe		P.U. - P.H. 2ème classe	
M. ACAR Philippe	Pédiatrie	M. ACCADBLE Franck	Chirurgie Infantile
M. ALRIC Laurent	Médecine Interne	M. ARBUS Christophe	Psychiatrie
Mme ANDRIEU Sandrine	Epidémiologie	M. BERRY Antoine	Parasitologie
M. ARNAL Jean-François	Physiologie	M. BONNEVILLE Fabrice	Radiologie
Mme BERRY Isabelle (C.E)	Biophysique	M. BOUNES Vincent	Médecine d'urgence
M. BOUTAULT Franck (C.E)	Chirurgie Maxillo-Faciale et Stomatologie	Mme BOURNET Barbara	Gastro-entérologie
M. BUJAN Louis (C. E)	Urologie-Andrologie	M. CHAUFOR Xavier	Chirurgie Vasculaire
Mme BURA-RIVIERE Alessandra	Médecine Vasculaire	M. CHAYNES Patrick	Anatomie
M. BUSCAIL Louis (C.E)	Hépat-Gastro-Entérologie	Mme DALENC Florence	Cancérologie
M. CANTAGREL Alain (C.E)	Rhumatologie	M. DECRAMER Stéphane	Pédiatrie
M. CARON Philippe (C.E)	Endocrinologie	M. DELOBEL Pierre	Maladies Infectieuses
M. CHIRON Philippe (C.E)	Chirurgie Orthopédique et Traumatologie	M. FRANCHITTO Nicolas	Addictologie
M. CONSTANTIN Arnaud	Rhumatologie	M. GARRIDO-STOWHAS Ignacio	Chirurgie Plastique
M. COURBON Frédéric	Biophysique	Mme GOMEZ-BROUCHET Anne-Muriel	Anatomie Pathologique
Mme COURTADE SAIDI Monique	Histologie Embryologie	M. HUYGHE Eric	Urologie
M. DAMBRIN Camille	Chirurgie Thoracique et Cardiovasculaire	Mme LAPRIE Anne	Radiothérapie
M. DELABESSE Eric	Hématologie	M. MARCHEIX Bertrand	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
Mme DELISLE Marie-Bernadette (C.E)	Anatomie Pathologie	M. MAURY Jean-Philippe	Cardiologie
M. DELORD Jean-Pierre	Cancérologie	M. MEYER Nicolas	Dermatologie
M. DIDIER Alain (C.E)	Pneumologie	M. MUSCARI Fabrice	Chirurgie Digestive
Mme DULY-BOUHANICK Béatrice	Thérapeutique	M. OTAL Philippe	Radiologie
M. ELBAZ Meyer	Cardiologie	M. SOLER Vincent	Ophtalmologie
M. GALINIER Michel	Cardiologie	Mme SOTO-MARTIN Maria-Eugénia	Gériatrie et biologie du vieillissement
M. GALINIER Philippe	Chirurgie Infantile	M. TACK Ivan	Physiologie
M. GLOCK Yves (C.E)	Chirurgie Cardio-Vasculaire	M. VERGEZ Sébastien	Oto-rhino-laryngologie
M. GOURDY Pierre	Endocrinologie	M. YSEBAERT Loic	Hématologie
M. GRAND Alain (C.E)	Epidémiologie. Eco. de la Santé et Prévention		
M. GROLLEAU RAOUX Jean-Louis	Chirurgie plastique		
Mme GUIMBAUD Rosine	Cancérologie	P.U. Médecine générale	
Mme HANAIRE Hélène (C.E)	Endocrinologie	Mme ROUGE-BUGAT Marie-Eve	Médecine Générale
M. KAMAR Nassim	Néphrologie		
M. LARRUE Vincent	Neurologie		
M. LEVADE Thierry (C.E)	Biochimie		
M. MALECAZE François (C.E)	Ophtalmologie		
M. MARQUE Philippe	Médecine Physique et Réadaptation		
Mme MAZEREEUW Juliette	Dermatologie		
M. MINVILLE Vincent	Anesthésiologie Réanimation		
M. RAYNAUD Jean-Philippe (C.E)	Psychiatrie Infantile		
M. RITZ Patrick	Nutrition		
M. ROCHE Henri (C.E)	Cancérologie		
M. ROLLAND Yves (C.E)	Gériatrie		
M. ROUGE Daniel (C.E)	Médecine Légale		
M. ROUSSEAU Hervé (C.E)	Radiologie		
M. ROUX Franck-Emmanuel	Neurochirurgie		
M. SAILLER Laurent	Médecine Interne		
M. SCHMITT Laurent (C.E)	Psychiatrie		
M. SENARD Jean-Michel (C.E)	Pharmacologie		
M. SERRANO Elie (C.E)	Oto-rhino-laryngologie		
M. SOULAT Jean-Marc	Médecine du Travail		
M. SOULIE Michel (C.E)	Urologie		
M. SUC Bertrand	Chirurgie Digestive		
Mme TAUBER Marie-Thérèse (C.E)	Pédiatrie		
Mme URO-COSTE Emmanuelle	Anatomie Pathologique		
M. VAYSSIERE Christophe	Gynécologie Obstétrique		
M. VELLAS Bruno (C.E)	Gériatrie		

Professeur Associé de Médecine Générale
Pr STILLMUNKES André

Professeur Associé en O.R.L.
Pr WOISARD Virginie

FACULTE DE MEDECINE TOULOUSE-PURPAN
37, allées Jules Guesde – 31062 Toulouse Cedex

FACULTE DE MEDECINE TOULOUSE- RANGUEIL
133, route de Narbonne - 31062 TOULOUSE cedex

M.C.U. - P.H.		M.C.U. - P.H	
M. ABBO Olivier	Chirurgie infantile	Mme ABRAVANEL Florence	Bactériologie Virologie Hygiène
M. APOIL Pol Andre	Immunologie	Mme BASSET Céline	Cytologie et histologie
Mme ARNAUD Catherine	Epidémiologie	Mme CAMARE Caroline	Biochimie et biologie moléculaire
M. BIETH Eric	Génétique	M. CAMBUS Jean-Pierre	Hématologie
Mme CASPAR BAUGUIL Sylvie	Nutrition	Mme CANTERO Anne-Valérie	Biochimie
Mme CASSAING Sophie	Parasitologie	Mme CARFAGNA Luana	Pédiatrie
M. CAVAINAC Etienne	Chirurgie orthopédique et traumatologie	Mme CASSOL Emmanuelle	Biophysique
M. CONGY Nicolas	Immunologie	Mme CAUSSE Elizabeth	Biochimie
Mme COURBON Christine	Pharmacologie	M. CHAPUT Benoit	Chirurgie plastique et des brûlés
Mme DAMASE Christine	Pharmacologie	M. CHASSAING Nicolas	Génétique
Mme de GLISEZENSKY Isabelle	Physiologie	M. CLAVEL Cyril	Biologie Cellulaire
Mme DE MAS Véronique	Hématologie	Mme COLLIN Laetitia	Cytologie
Mme DELMAS Catherine	Bactériologie Virologie Hygiène	Mme COLOMBAT Magali	Anatomie et cytologie pathologiques
M. DUBOIS Damien	Bactériologie Virologie Hygiène	M. CORRE Jill	Hématologie
M. DUPUI Philippe	Physiologie	M. DE BONNECAZE Guillaume	Anatomie
M. FAGUER Stanislas	Néphrologie	M. DEDOUIT Fabrice	Médecine Légale
Mme FILLAUX Judith	Parasitologie	M. DELPLA Pierre-André	Médecine Légale
M. GANTET Pierre	Biophysique	M. DESPAS Fabien	Pharmacologie
Mme GENNERO Isabelle	Biochimie	M. EDOUARD Thomas	Pédiatrie
Mme GENOUX Annelise	Biochimie et biologie moléculaire	Mme ESQUIROL Yolande	Médecine du travail
M. HAMDJ Safouane	Biochimie	Mme EVRARD Solène	Histologie, embryologie et cytologie
Mme HITZEL Anne	Biophysique	Mme GALINIER Anne	Nutrition
M. IRIART Xavier	Parasitologie et mycologie	Mme GARDETTE Virginie	Epidémiologie
Mme JONCA Nathalie	Biologie cellulaire	M. GASQ David	Physiologie
M. KIRZIN Sylvain	Chirurgie générale	Mme GRARE Marion	Bactériologie Virologie Hygiène
Mme LAPEYRE-MESTRE Maryse	Pharmacologie	Mme GUILBEAU-FRUGIER Céline	Anatomie Pathologique
M. LAURENT Camille	Anatomie Pathologique	M. GUILLEMINAULT Laurent	Pneumologie
M. LHERMUSIER Thibault	Cardiologie	Mme GUYONNET Sophie	Nutrition
M. LHOMME Sébastien	Bactériologie-virologie	M. HERIN Fabrice	Médecine et santé au travail
Mme MONTASTIER Emilie	Nutrition	Mme INGUENEAU Cécile	Biochimie
Mme MOREAU Marion	Physiologie	M. LAIREZ Olivier	Biophysique et médecine nucléaire
Mme NOGUEIRA M.L.	Biologie Cellulaire	M. LEANDRI Roger	Biologie du dével. et de la reproduction
M. PILLARD Fabien	Physiologie	M. LEPAGE Benoit	Biostatistiques et Informatique médicale
Mme PUISSANT Bénédicte	Immunologie	Mme MAUPAS Françoise	Biochimie
Mme RAYMOND Stéphanie	Bactériologie Virologie Hygiène	M. MIEUSSET Roger	Biologie du dével. et de la reproduction
Mme SABOURDY Frédérique	Biochimie	Mme NASR Nathalie	Neurologie
Mme SAUNE Karine	Bactériologie Virologie	Mme PRADDAUDE Françoise	Physiologie
M. SILVA SIFONTES Stein	Réanimation	M. RIMAILHO Jacques	Anatomie et Chirurgie Générale
M. TAFANI Jean-André	Biophysique	M. RONGIERES Michel	Anatomie - Chirurgie orthopédique
M. TREINER Emmanuel	Immunologie	Mme SOMMET Agnès	Pharmacologie
Mme TREMOLLIERS Florence	Biologie du développement	Mme VALLET Marion	Physiologie
Mme VAYSSE Charlotte	Cancérologie	M. VERGEZ François	Hématologie
M. VIDAL Fabien	Gynécologie obstétrique	Mme VEZZOSI Delphine	Endocrinologie
M.C.U. Médecine générale		M.C.U. Médecine générale	
M. BRILLAC Thierry		M. BISMUTH Michel	Médecine Générale
Mme DUPOUY Julie		Mme ESCOURROU Brigitte	Médecine Générale

Maîtres de Conférences Associés de Médecine Générale

Dr ABITTEBOUL Yves
 Dr CHICOULAA Bruno
 Dr IRI-DELAHAYE Motoko
 Dr FREYENS Anne

Dr BOYER Pierre
 Dr ANE Serge
 Dr BIREBENT Jordan
 Dr LATROUS Leila

SEPTEMBRE 2017

À NOTRE MAÎTRE, PRÉSIDENT ET DIRECTEUR DE THÈSE

Monsieur le Professeur Pierre Mansat

Vous nous faites l'honneur de présider cette thèse et d'avoir dirigé ce travail. Nous vous en remercions.

C'est un privilège de pouvoir compter parmi vos élèves et d'avoir pu bénéficier de votre enseignement.

Votre disponibilité et votre écoute sont un soutien précieux.

Nous sommes heureux de pouvoir achever notre formation à vos côtés.

Veuillez trouver dans ce travail, l'expression de notre plus profond respect et sincères remerciements.

À NOTRE JURY DE THÈSE

Monsieur le Professeur Paul Bonnevialle

C'est un honneur de vous compter parmi les membres de ce jury.

Au quotidien, votre dynamisme et votre dévouement au sein du service forcent le respect.

Nous mesurons la chance de pouvoir bénéficier quotidiennement de l'étendue de votre expérience et de vos connaissances chirurgicales.

Que ce travail soit l'expression de toute notre admiration.

À NOTRE JURY DE THÈSE

Monsieur le Professeur Nicolas Bonnevalle

Vous nous faites l'honneur de participer à ce jury de thèse.

Vous avez su nous transmettre votre intérêt pour la chirurgie de l'épaule.

Votre précision technique et votre rigueur scientifique sont pour nous exemplaires.

Nous vous remercions de nous avoir accompagné tout au long de notre apprentissage.

Nous espérons que ce travail sera à la hauteur de vos attentes.

À NOTRE JURY DE THÈSE

Monsieur le Docteur Michel Rongières

Nous sommes heureux d'avoir pu débiter notre formation à vos côtés.

Nous vous remercions de votre bienveillance et de votre soutien.

La richesse de vos connaissances chirurgicales, anatomiques et culturelles suscitent l'admiration.

Que ce travail soit le reflet de notre sincère reconnaissance.

À NOTRE JURY DE THÈSE

Monsieur le Professeur Philippe Clavert

Votre présence au sein de ce jury est un honneur et nous vous remercions d'avoir accepté de juger ce travail.

Votre aisance technique ainsi que vos connaissances de la chirurgie de l'épaule sont pour nous des modèles.

Sans nul doute, ces 6 derniers mois auront été enrichissants et déterminants dans notre formation.

Veillez trouver dans ce travail l'expression de toute notre gratitude pour votre enseignement.

REMERCIEMENTS

A Pitchou

Tous les mercis ne suffiraient pas. Tu es mon soleil et ma vie est belle tous les jours grâce à toi.

A ma famille et mes amis,

Géva : Merci pour ton soutien infaillible. Tu comptes énormément pour moi.

Michel : parce que la vie est plus drôle en string rose fluo ! merci d'être toujours là pour moi.

Germaine : je sais de qui je tiens ma passion pour le chocolat ! tu es le pilier de cette famille. Merci pour tout.

Dédé : tu fais la meilleure paëlla du monde ! La porte de ta maison nous est toujours ouverte. Merci pour tous ces bons moments.

André : baby-sitter officiel de mes Loutes !

Et à toutes les étoiles qui brillent.

Jean-Jacques : merci d'avoir traversé la France entière pour aller jusqu'à Strasbourg, avec votre bonne humeur, vos blagues incessantes, et vos sandwiches de 11h ! Merci d'être toujours prêt à nous aider et à nous rendre service.

Line : merci pour votre écoute, vos conseils, et votre aide. Je vous dois beaucoup.

Marianne : merci d'aimer les chaussures roses et d'avoir des boucles d'oreilles en sapin de Noël ! Tu es une belle personne. Je te souhaite beaucoup de bonnes choses pour la suite.

Marie-France et Jacky : Très contente que vous ayez pu faire le déplacement. Et plus que jamais : Kiss kiss les écrevisses !

Dori & Jon : merci pour les soirées Halloween, étendoirs, sabres laser et autres... Vous me manquez !

Léa & Xavier : Vive la canette rôtie ! Je vous souhaite beaucoup de bonheur avec Paul.

Perrine : tu auras toujours une place particulière. Merci d'être là.

Vanessa : que des bons souvenirs !

Aurélie et Simon, Christophe et Anne-C, Samy, Aurélie, Céline, Corinne.

A mes anciens et actuels co-internes...

Wytry : plus qu'une co-interne. Ravie de te retrouver !

Vadim : Notre papa à tous !

Marine : alias Martine en Espagne : Barcelone et Toulouse c'est la même route non ?

Pierre : le seul interne avec 88 références pubmed et 300 points sigaps ! une machine !

Manon : une Pink Lady en orthopédie !

Gauthier : « Laissez-moi passer, je suis pédiatrate »

Amaury : alors ?! Garçon ou fille ? pleines de bonnes choses à tous les deux.

Charline et Mohcine : Le DIU de la main aurait été beaucoup moins drôle sans vous !

Charlotte : toujours prête à dégainer une birch box !

Roxane : merci d'avoir été mon SOS halo crânien pendant 6 mois. Bon courage pour la suite.

Marie, Arthur, Rémi, Enrique, Thomas, Louis, Vincent, Arnaud, et tous ceux que j'ai pu oublier...

Aux anciens et actuels chefs de Clinique qui m'ont formé pendant 5 ans

Guillaume Krin : la berlouffe ...

Laurent Geiss : « je viens de vous opérer et vous êtes déjà guérie ! »

Nicolas Reina : « Si tu as peur, change de métier ! »,

Julien Cailliez : Toujours zen et détendu.

Adrien Quercy : Merci pour le semestre albigeois.

Trang Pham : Une chef au top! tu as égayé mon semestre de pédiatrie.

Stéphanie Delclaux : On remet ça très bientôt ! Merci pour ta rigueur, ton exigence, et ton soutien.

Julien Toulemonde et Tristan Pollon : contente de finir l'internat avec vous !

Julie Lebon, Amélie Faraud, Jérôme Murgier, Xavier Bayle, Laurent Bedes, Sébastien Chapuis, Paul Maisongrosse, Marion Arthozoul, Jonathan Hourtal, David Ancelin, Fanny Elia, Grégoire Laumond, Yohan Portet, Kepa Iglesias et tous ceux que j'ai pu oublier...

Aux équipes Albigeoises :

Alizée, Anne, Cécilia, David, Laure, Anne, Caroline ...

Aux Strasbourgeois :

Merci à toutes les équipes alsaciennes de m'avoir accueillie moi et mon accent pendant 6 mois !

Au bloc : Auriane, Claire, Élise, Carole, Brigitte, Simone...

Aux urgences et dans le service : Mimi, Pierre, Nadège, Agathe, Audrey, Gladys, Martine, Judith, David ...

Aux chirurgiens de l'épaule

Agathe : une vraie nana dans ce monde de mec ! j'admire ton courage.

Xavier : le meilleur imitateur de P. Clavert ...

Kevin : Quand je bois du crément, je pense à toi !

Maxime : En toutes circonstances, Bary est ton ami !

Nicolau : tu veux que je te fasse sortir de la matrice ?

Adrien : Une pomme ?

Chloé : Unique et improbable ! j'adore !

Aux chirurgiens de la main :

Charlotte, Leila, Fiona, Etienne, Valérie, Guillaume, ...

Merci pour le Bunny's ! CloClo forever !

A l'ensemble des équipes de PPR : infirmier(e)s, aides-soignant(e)s, secrétaires, anesthésistes, IADE.

Esther, Agathe, Jacques, Arnaud, Lolo, Mappy, Sabine, Pascale, Jean-Pierre, Myriam, ...

Coco, Christine, Nathalie, Sylvie ... : merci d'égayer la consultation !

Muriel et Nathalie : merci pour votre aide précieuse !

A l'équipe de l'ancien UT

Keira, Muriel, Cindy, Cathy, Jean-Mi, Habib, Fred, Marc, Laure ...

Je garde des souvenirs mémorables de ces gardes à l'UT !

Merci à tous ceux que j'ai pu oublier.

A mes maîtres d'internat et à l'ensemble des médecins qui ont participé à ma formation

M. le Professeur Mansat

M. le Professeur P. Bonneville

M. le Professeur N. Bonneville

M. le Docteur Rongières

M. le Professeur Chiron

M. le Docteur Giordano

M. le Docteur Apredoai

M. le Docteur Cariven

M. le Docteur Marty

M. le Docteur Toulze

M. le Professeur Laffosse

M. le Docteur André

M. le Professeur Accadbled

M. le Professeur Sales de Gauzy

M. le Docteur Abid

M. le Docteur Thévenin-Lemoine

Mme le Docteur Ursei

M. le Docteur Darodes

M. le Professeur Clavert

M. le Professeur Kempf

TABLE DES MATIERES

I. INTRODUCTION.....	p.17
II. MATERIEL ET METHODES.....	p. 22
1. Population.....	p.22
2. Caractéristiques de l'implant utilisé.....	p.26
3. Technique chirurgicale.....	p.30
4. Évaluation préopératoire.....	p.34
a. Clinique.....	p.34
b. Radiologique.....	p.34
5. Évaluation peropératoire.....	p.36
a. Clinique.....	p.36
b. Radiologique.....	p.36
6. Évaluation post-opératoire et au dernier recul.....	p.37
a. Clinique.....	p.37
b. Radiologique.....	p.37
7. Analyse statistique.....	p.40
III. RESULTATS.....	p.41
1. Résultats cliniques.....	p.41
a. Prothèses anatomiques.....	p.41
b. Prothèses inversées.....	p.44
2. Résultats radiographiques.....	p.47
a. Prothèses anatomiques.....	p.47
b. Prothèses inversées.....	p.54
c. Série globale.....	p.61
3. Corrélations radio-cliniques.....	p.65
a. Prothèses anatomiques.....	p.65
b. Prothèses inversées.....	p.65
c. Série globale.....	p.66
4. Complications.....	p.67
a. Prothèses anatomiques.....	p.67

b. Prothèses inversées.....	p.69
5. Analyses spécifiques.....	p.71
a. Bio – RSA.....	p.71
b. Analyse comparative Bio-RSA et PTE inversées standards.....	p.77
c. Prothèses totales inversées et tiges anatomiques.....	p.77
d. Prothèses totales anatomiques et hémi-artroplasties.....	p.81
e. Hémi-artroplastie pyrocarbone et chrome-cobalt.....	p.86
f. Reprise de resurfaçage.....	p.90
g. Analyse glénoïdienne.....	p.92
IV. DISCUSSION.....	p.94
V. CONCLUSION.....	p.109
VI. ANNEXES.....	p.110
VII. BIBLIOGRAPHIE.....	p.112
VIII. TABLES DES FIGURES ET TABLEAUX.....	p.118
IX. ABBREVIATIONS.....	p.124

I. INTRODUCTION

L'arthroplastie constitue le traitement de choix des principales pathologies dégénératives de l'épaule. Les prothèses anatomiques, totales ou héli-arthroplasties sont à privilégier pour la prise en charge de l'omarthrose centrée primitive, post-traumatique, secondaire ou de l'ostéonécrose. Les prothèses totales inversées sont, quant à elles, généralement réservées à l'omarthrose excentrée secondaire à une rupture massive de la coiffe des rotateurs.

Le concept de prothèse anatomique a connu un essor dans les années 1980 avec les travaux de Charles Neer.¹ La 1^{ère} génération de prothèse anatomique dite « Neer 1 » comprenait un implant monobloc disponible en seulement 3 tailles. La 2^{ème} génération a mis en avant la modularité et offrait le choix entre différentes tailles de tiges et de tête humérales. Un implant céphalique pouvait être couplé à une tige de taille adaptée à celle de l'humérus. Enfin, la 3^{ème} génération a combiné le concept d'adaptabilité à la modularité afin de reproduire au mieux l'anatomie humérale de chaque patient. Pour un diamètre de tête humérale, des travaux anatomiques ont montré qu'il n'existait qu'une seule épaisseur associée ; à l'exception des diamètres les plus grands. Ceci a donné lieu à un large choix de tailles céphaliques avec deux épaisseurs disponibles uniquement pour les implants de plus grand diamètre. Le positionnement de la calotte céphalique sur la tige pouvait être adapté de façon à reproduire le déport médial et postérieur du centre de la tête humérale par rapport à l'axe diaphysaire.² Ainsi, le centre de rotation et les bras de levier musculaires étaient restitués au plus proche de l'anatomie du patient. Le « gold standard » a longtemps été la fixation cimentée puis, sont apparues les tiges avec fixation en « press-fit ».¹ Cela suppose une tige avec une surface réhabitable favorisant l'ostéo-intégration, ainsi que des contacts osseux étendus, et par conséquent un implant plus remplissant. Enfin, une 4^{ème} génération d'implants de resurfaçage, à tige courte ou sans tige a récemment vu le jour.

La prothèse inversée a connu, quant à elle, un développement plus tardif. Grammont a mis au point un implant qui associait un centre de rotation médialisé, à un abaissement et une médialisation de l'humérus^{1,3}. Ceci favorisait le recrutement optimal des fibres du

deltoïde afin de restaurer une élévation antérieure active même en l'absence de coiffe des rotateurs. La médialisation du centre de rotation pouvait également induire un conflit médial en adduction et l'apparition d'une encoche du pilier de la scapula. Ce conflit s'accompagnait de libération de particules et de débris de polyéthylène aggravant la réaction macrophagique et donc l'ostéolyse. Enfin, les tendons de la coiffe des rotateurs restants pouvaient devenir moins fonctionnels, car cette médialisation impliquait une moindre tension. De la même manière, la stabilité était diminuée comparativement à une prothèse anatomique, notamment si la tension deltoïdienne était insuffisante. Une implantation basse de la métaglene ainsi qu'un tilt inférieur limitaient la survenue d'encoche scapulaire et de conflit médial.^{4,5} L'avènement de la latéralisation osseuse glénoïdienne par BIO-RSA (bony increased offset reverse shoulder arthroplasty) a permis d'apporter une réponse à ces différents écueils tout en conservant un centre de rotation à la jonction os-glénosphère.⁶ A l'heure actuelle, l'usage de la prothèse totale inversée s'est largement étendu et a constitué une avancée majeure dans la prise en charge de l'omarthrose excentrée. L'évolution actuelle de ces implants tend à proposer un ajustement de la latéralisation et de l'abaissement afin de limiter les différentes complications rencontrées initialement.

Les différentes séries de la littérature retrouvent des résultats satisfaisants sur le contrôle de la douleur, la restauration de la mobilité et la qualité de vie après mise en place de prothèses anatomiques et inversées dans leurs indications de choix.^{7,8,9} Ces résultats sont globalement stables dans le temps. De ce fait, on assiste depuis plusieurs années à un nombre croissant de ces interventions, notamment chez des sujets plus jeunes, ayant une espérance de vie et une demande fonctionnelle plus importante.¹⁰ Cela pose bien évidemment le problème de la durée de vie des implants et de la chirurgie de reprise.¹¹ Ce type d'intervention présente évidemment des risques majorés comparativement à une chirurgie de 1^{ère} intention, et des difficultés techniques plus importantes, notamment en ce qui concerne l'extraction de la tige humérale.^{12,13,14} Bien que la majorité des indications de révision d'une prothèse totale anatomique soit secondaire à un descellement glénoïdien¹⁵ et offre la possibilité de conserver l'implant huméral, le changement de tige humérale peut s'avérer nécessaire, particulièrement dans le cadre d'une reprise par une prothèse inversée. Dans ce contexte, le chirurgien est donc parfois contraint de réaliser une humérotomie pour extraire la tige.¹² A l'inverse s'il s'agit d'un descellement huméral, la difficulté est liée à la perte du capital osseux voire à des fractures

péri-prothétiques.^{11,14} L'évolution des prothèses d'épaule doit donc tenir compte de ces difficultés et des différents résultats obtenus avec les implants précédents. D'une part, il s'agit de mettre au point une prothèse avec une durée de vie supérieure et de diminuer les indications de reprise. D'autre part, il faut faciliter la chirurgie de reprise si elle devait s'avérer nécessaire.

Ces dernières années, la chirurgie minimale invasive s'est développée au niveau de l'épaule avec l'avènement d'implants préservant autant que possible l'anatomie normale de l'épaule.¹⁶ Ces implants semblent offrir plusieurs avantages tels que le placement de la tête humérale indépendamment de l'axe anatomique diaphysaire (reconstruction anatomique), la préservation du capital osseux épiphysaire (moins invasif), la diminution théorique du phénomène de perte de transmission des contraintes à l'os ou « stress shielding », la moindre concentration des contraintes diaphysaires sous la tige, et une ablation plus facile en cas de révision.

Le dessin de la tige a une influence considérable sur le succès à long terme de la prothèse, dans la mesure où elle va être responsable du transfert des contraintes à l'os. Tout implant inséré dans le canal médullaire d'un os long va modifier la distribution des contraintes au niveau de l'os, pouvant induire une diminution des contraintes transmises ou « stress shielding », puis l'apparition d'une ostéolyse. Cette modification de transmission des contraintes correspond à la différence entre la rigidité de l'implant et celle de l'os, ce qui peut induire une ostéopénie. Selon la loi de Wolff, l'os s'adapte aux contraintes auxquelles il est soumis, que ce soit par remodelage externe et amincissement cortical, ou par remodelage interne et diminution de la densité minérale osseuse (os porotique).

Nagels et al. ont publié une étude montrant que le « stress shielding » est la complication la plus fréquente à long-terme des prothèses d'épaule. Ils précisent également qu'un des facteurs responsables déterminants était la taille de la tige utilisée.¹⁷ Raiss et al. ont confirmé que le phénomène de « stress shielding » n'était observé que pour les tiges humérales non cimentées.¹⁸ Ces différents auteurs concluaient en recommandant l'utilisation à la fois des tiges cimentées et non cimentées.

Les conséquences de la réduction de la longueur de la tige humérale ont été largement évaluées dans plusieurs études concernant d'autres articulations que l'épaule ; la hanche notamment. La réduction de la taille de la tige permettait une transmission des contraintes plus proche de l'os normal. En ce qui concerne les arthroplasties d'épaule, le résultat des prothèses de resurfaçage et des prothèses sans tige a déjà été largement étudié.^{16,19}

Le concept de tige courte est d'apparition récente. Il s'oppose aux tiges de longueur standard (100mm et plus). La tige Aequalis Ascend Flex Wright® est une tige courte, cylindrique, courbe qui existe en version cimentée ou non. La version non cimentée présente un traitement de surface par pulvérisation de titane à sa partie proximale. Ceci permettrait, par analogie avec les prothèses de hanche, de favoriser l'ostéo-intégration de l'implant dans le cadre d'une fixation en « press-fit ».^{20,21} Cet implant est conçu pour privilégier une fixation métaphysaire. L'objectif sous-jacent est de restaurer une transmission des contraintes à l'os au plus proches de la physiologie. Il a été démontré que les tiges standards avec fixation diaphysaire diminuent largement les contraintes en zone métaphysaire et les concentrent en zone diaphysaire.¹⁷ Selon la loi de Wolff, cela pourrait expliquer l'apparition de modifications radiographiques telles que des ostéolyses, liserés radio-transparents, amincissements corticaux et stress-shielding.¹⁸ Le risque de descellement est alors augmenté. Une tige courte en « press-fit » pourrait donc limiter de tels écueils.^{22,23}

De la même manière, l'utilisation d'une tige courte permet la préservation du capital osseux métaphyso-diaphysaire. Le caractère courbe de la tige Ascend Flex Wright®, constituerait par ailleurs, un avantage quant à la conservation du stock osseux tubérositaire. Dans l'optique d'une chirurgie de reprise, ceci est un avantage manifeste. La taille de l'implant est également un argument supplémentaire pour faciliter la révision chirurgicale. Enfin, il est à noter que la tige est convertible et donc en l'absence de sepsis ou de descellement huméral, elle peut être conservée y compris pour d'une reprise par prothèse totale inversée.^{24,25} Afin de restaurer au mieux l'anatomie, les prothèses anatomiques sont adaptables mais aussi modulaires. Chaque tige existe en 3 angulations différentes (127°5, 132°, 137°5) afin de s'adapter aux variations anatomiques individuelles.

En ce qui concerne les prothèses inversées, leur dessin présente quelques différences comparativement à l'implant de Grammont (type Delta III Depuy-Synthes®). L'angulation cervico-diaphysaire de 155° est remplacée par un choix entre 3 angulations (127°5, 132°, 137°5). Pour des raisons biomécaniques, ce sont les tiges de type B (135°) qui sont utilisées. Le polyéthylène de l'insert huméral permet, en compensant chacune des angulations, d'obtenir un angle final à 145°. Le concept de l'implant huméral est de type « onlay » et non « inlay ». Le concept « onlay » autorise le déplacement de la platine en proximal et en distal, afin d'adapter la latéralisation et l'abaissement huméral et donc de modifier le bras de levier du deltoïde.^{26,27} L'intérêt a notamment été démontré sur la rotation externe. La latéralisation (humérale ou glénoïdienne) favorise le recrutement du petit rond, lorsque celui-ci est fonctionnel.⁶

Au total, les tiges courtes semblent répondre à un cahier des charges conséquent. La première génération de prothèse d'épaule à tige courte (Ascend Monolithic Wright®) a permis d'obtenir de bons résultats cliniques à court-terme. Cependant, l'analyse radiographique avait mis en évidence un taux élevé de modifications radiographiques autour de la tige chez plus de 50% des patients.^{28,29} Récemment Casagrande et al. ont revu 73 patients traités avec ce type d'implant. A court terme, 6 patients ont nécessité une révision de l'implant pour descellement huméral.³⁰ Une deuxième version de cette prothèse à tige courte est apparue (Ascend Flex Wright®), dont les particularités étaient le rajout d'un traitement de surface au niveau la partie proximale de la tige pour optimiser la tenue métaphysaire, et la possibilité de convertir cette prothèse d'une version anatomique à une version inversée.³¹ Ainsi, la littérature est encore pauvre sur le sujet et les premières études ne permettent pas d'obtenir un recul suffisant. De plus, le caractère convertible de la tige exige des résultats et une durée de vie satisfaisante à la fois dans le cadre de prothèses anatomiques et inversées avec, par ailleurs des contraintes très différentes sur le plan biomécanique.

L'objectif de cette étude était donc d'évaluer les tiges courtes Ascend Flex Wright® non cimentées, anatomiques ou inversées, avec un recul minimum de 2 ans, à la fois sur le plan clinique et radiographique.

L'hypothèse principale était que les modifications radiographiques observées étaient corrélées à la qualité osseuse et au remplissage du fût huméral. En effet, une fixation métaphysaire en « press-fit » requiert l'absence de blocage de la tige en zone diaphysaire.

L'hypothèse secondaire de notre étude était que les résultats cliniques à 2 ans sont comparables aux tiges standards avec un taux de complications acceptable.

II. MATERIEL ET METHODE

1. Population de l'étude

Il s'agit d'une étude rétrospective monocentrique continue. Tous les patients ont accepté de participer à cette étude, et ont autorisé l'utilisation de leurs données cliniques et radiographiques à usage scientifique.

Critères d'inclusion :

Tous les patients ayant bénéficié d'une arthroplastie d'épaule avec une tige courte Ascend Flex Wright® avec fixation non cimentée entre janvier 2013 et décembre 2015 ont été inclus.

Critères d'exclusion :

Tous les patients dont la tige courte Ascend Flex Wright® a été cimentée en peropératoire ont été exclus : soit 2 prothèses anatomiques et 2 prothèses inversées. Tous les patients perdus de vue, ou avec un recul inférieur à 2 ans ont été exclus des analyses au dernier recul. Au cours du suivi, deux patients sont décédés et quatre patients ont été perdus de vue.

Population sélectionnée :

Au total, durant la période de l'étude, 88 tiges courtes Ascend Flex Wright® ont été implantées dans le Département d'Orthopédie et Traumatologie du CHU de Toulouse. Il s'agissait de 35 prothèses inversées et 53 tiges anatomiques. Au sein de cette série, il existait au total 4 tiges cimentées qui ont été exclues de l'analyse ultérieure. Les tiges anatomiques non cimentées (au total 51) étaient réparties en 17 héli-arthroplasties et 34 prothèses totales anatomiques.

Lorsqu'une prothèse totale anatomique était réalisée, l'implant glénoïdien était une glène à plots en polyéthylène cimentée à fond convexe de type Perform Wright® dans tous les cas.

Dans le cadre d'hémi-arthroplastie, la tige était associée à une tête en pyrocarbone® (9 cas) ou en Chrome-Cobalt (8 cas). Une latéralisation sur le versant glénoïdien par autogreffe osseuse type BIO-RSA⁶ pouvait être associée ou non lors de la mise en place de prothèse totale inversée. Un transfert du grand dorsal et du grand rond³² était réalisé dans le même temps opératoire que la prothèse inversée si les patients présentaient un signe du portillon positif et un signe du clairon positif.

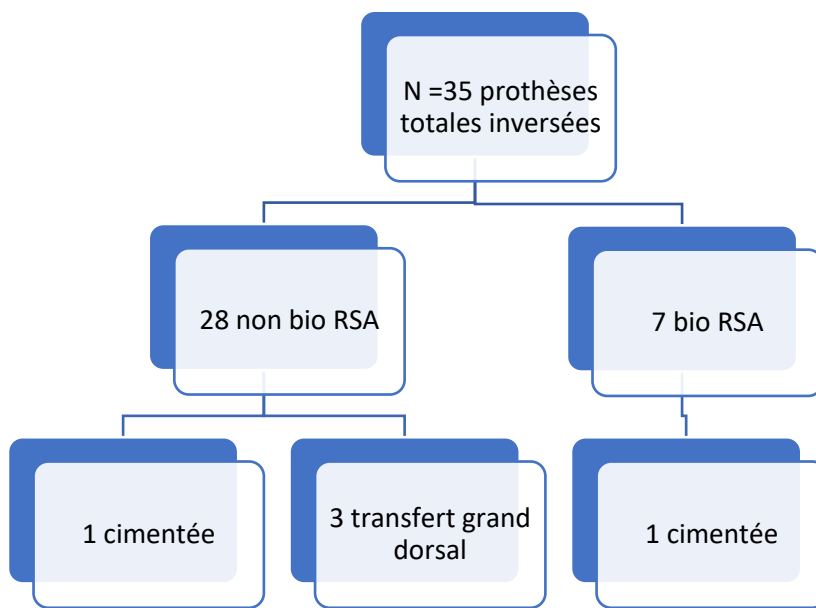


Fig.1 : Flow-chart prothèses totales inversées

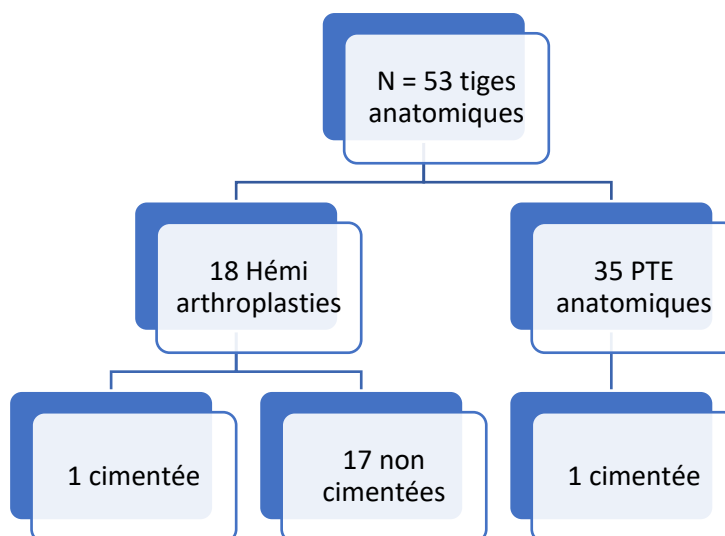


Fig.2 : Flow-chart prothèses anatomiques

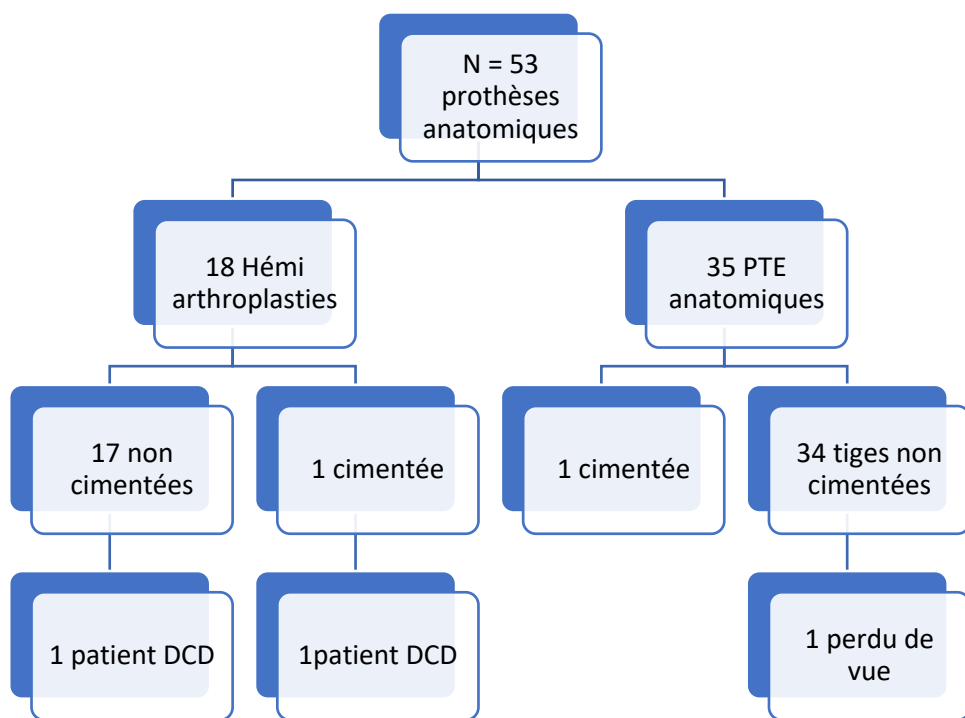


Fig.3 : Flow-chart perdus de vue prothèses anatomiques

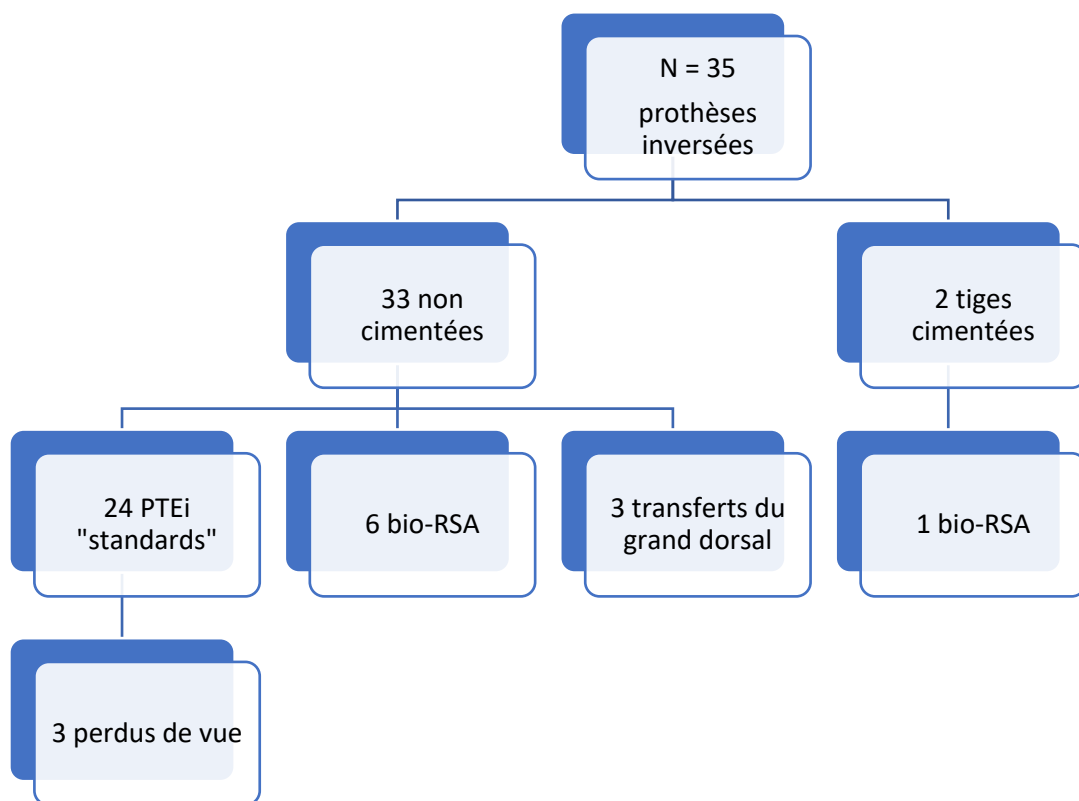


Fig.4 : Flow-chart perdus de vue prothèses totales inversées

2. Caractéristiques de l'implant utilisé

La tige humérale Aequalis Ascend Flex Wright® est une tige courte convertible, qui peut être utilisée de façon indifférente dans le cadre de prothèses anatomiques ou inversées. Elle existe en 9 tailles (66 à 98 mm de long). La partie métaphysaire présente un traitement de surface par pulvérisation de titane destiné à améliorer le « press-fit » et l'ostéo-intégration. Chaque taille d'implant est disponible en 3 angulations différentes ($A=127^{\circ}5$, $B=132^{\circ}$, ou $C=137^{\circ}5$). Une version non cimentée lisse et sans traitement de surface, et existe également. Un cône morse femelle sur la tige humérale permet la fixation d'une calotte céphalique disponible de la taille 38 x 15mm à 54 x 21mm. Chaque taille de calotte céphalique existe en grande (+3,5mm pour les tailles 38 à 42 ou +4mm pour les tailles 44 à 54) et petite excentration (+1,5mm). Ce choix d'implants permet d'obtenir une prothèse modulaire et adaptable afin de reproduire au mieux l'anatomie.



Fig.5 : Tige Ascend Flex Wright® avec calotte céphalique high-offset ou low-offset

Dans le cadre de la prothèse inversée, la même tige est utilisée. Elle repose sur la coupe épiphysaire anatomique ou « onlay », à l'inverse des prothèses inversées type Delta qui repose dans l'épiphyse ou « inlay ». Le dessin « onlay » majore la latéralisation humérale par rapport à la glène.²⁶ Les platines inversées venant se fixer sur la tige prothétique sont disponibles en 2 tailles (36 et 42mm) et 2 excentrations (+1,5 et +3,5mm). Le positionnement de la platine permet d'ajuster l'offset médio-latéral et antéro-postérieur ce qui permet de modifier à la carte, la latéralisation ou l'abaissement huméral²⁷.

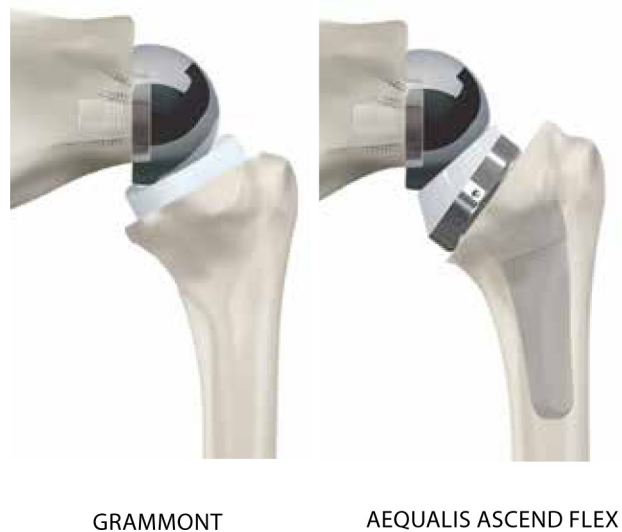


Fig.6 : Prothèses totales inversées de type Grammont et Ascend Flex Wright®

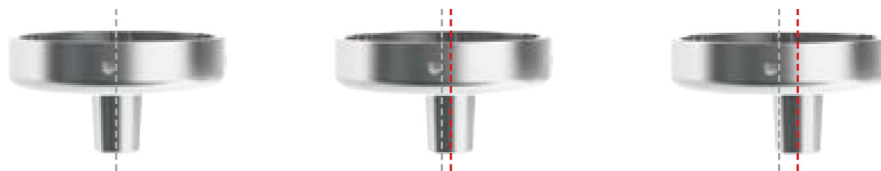


Fig.7 : Platine inversée centrée, latéralisée low-offset, latéralisée high-offset

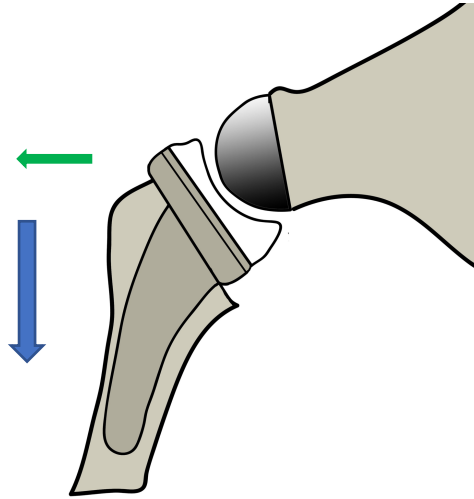


Fig.8 : Prothèse totale inversée design onlay en position d'abaissement

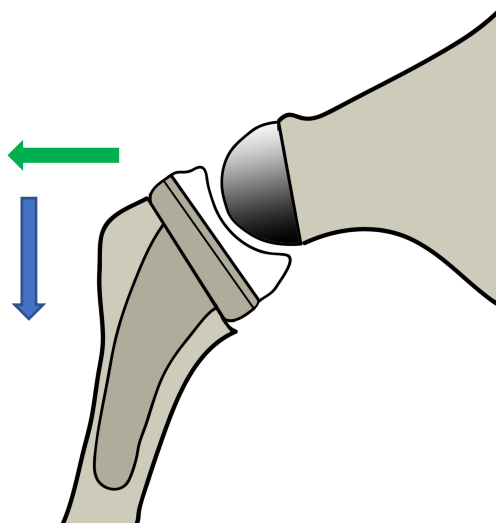


Fig.9 : Prothèse totale inversée design onlay en position neutre

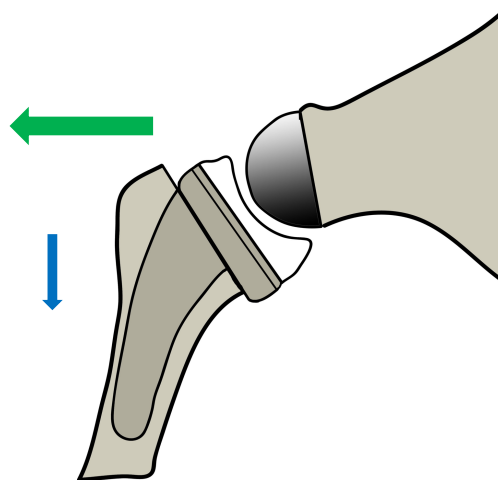


Fig.10 : Prothèse totale inversée design onlay en position de latéralisation

Pour des raisons biomécaniques, les tiges Ascend Flex Wright® posées dans le cadre de prothèses totales inversées, sont uniquement des tiges avec angulation B (132°). Grâce à l'insert en polyéthylène qui vient se fixer sur la plateforme, l'angle de coupe cervical de 132° est compensé pour obtenir un angle cervico-diaphysaire de 145°. Ces inserts existent en deux épaisseurs (6 et 9 mm). Le choix d'une angulation à 145°, et non 155° (prothèses inversées de type Delta), ou 135°, permet une plus grande latéralisation humérale et une augmentation de la distance entre le pilier de la scapula et l'humérus comparativement aux prothèses à 155° ; et un risque moindre d'instabilité comparativement aux prothèses à 135°. Il s'agit d'un compromis entre encoche scapulaire et stabilité de l'implant. Les avantages principaux de la latéralisation humérale sont une meilleure tension de la coiffe restante afin d'améliorer les rotations, ainsi qu'une limitation du conflit entre l'humérus et le pilier de la scapula en adduction afin de réduire la survenue d'encoche scapulaire.²⁶



Fig.11 : Prothèse totale inversée Ascend Flex Wright®

3. Technique chirurgicale

Lors de chaque intervention, les patients étaient installés en position demi-assise type « beach-chair » sur une table à épaule avec têtère.

Une anesthésie locorégionale par bloc-interscalénique était réalisée en complément de l'anesthésie générale. Une antibioprophylaxie était systématique.

Une voie d'abord delto-pectorale était réalisée dans tous les cas, quelque-soit le type d'implant. Après repérage du sillon delto-pectoral, la veine céphalique était écartée en latéral. Le fascia clavi-pectoro-axillaire était incisé au bord latéral du tendon conjoint. Le muscle sous-scapulaire était exposé après avoir positionné un écarteur à valves sous le tendon conjoint en médial et sous le deltoïde en latéral. La gouttière du long biceps était visualisée et incisée longitudinalement. Le chef long du biceps était ténotomisé puis mis sur fil afin d'être ténodésé dans la gouttière en fin d'intervention, exception faite des reprises chirurgicales où la ténodèse avait déjà été réalisée. Par la suite, soit une ténotomie longitudinale du tendon sous-scapulaire à 1cm de son insertion sur le trochin, soit une désinsertion du sous-scapulaire au bistouri électrique directement sur le trochin était effectuée. La capsulotomie antérieure était réalisée dans le même plan que la ténotomie du sous-scapulaire. La tête humérale pouvait être ainsi luxée en rotation externe coude au corps.

La coupe humérale pouvait être effectuée à la scie à main levée, ou bien à l'aide du guide de coupe à 20° de rétroversion, après avoir réséqué les ostéophytes. Une tarière était utilisée pour réaliser le point d'entrée huméral et ouvrir le canal médullaire. La préparation du fût huméral était identique quelque soit le type d'implant. Des sondeurs de taille croissante permettait d'évaluer la taille du canal médullaire et ainsi d'estimer la taille maximale de la tige humérale. La taille définitive de la tige humérale était définie après passage de compacteurs de taille croissante. Enfin, après avoir choisi la taille de tige adaptée, l'orientation proximale du compacteur pouvait être adaptée au type de coupe humérale. A l'aide d'un tournevis, on pouvait sélectionner une position A, B, ou C selon un angle de coupe à 127°5, 132°, 137°5. La coupe pouvait par ailleurs être ajustée à l'aide d'une fraise de type « planer ».



Fig. 12 : Réalisation du point d'entrée huméral et introduction des sondeurs de taille croissante selon le diamètre huméral



Fig. 13 : compacteur huméral avec 3 angles cervico-diaphysaires : A, B, C



Fig. 14 : Introduction des compacteurs de taille croissante avec contrôle de la rétroversion.
Aplanissement de la coupe humérale au « planer ».

En ce qui concerne les prothèses anatomiques, il existait des implants d'essais de tête humérale de taille variable en petite et grande excentration.

Dans le cadre d'hémi-arthroplasties, une tête en pyrocarbone pouvait également être utilisée. A noter que, même en l'absence de remplacement glénoïdien, une arthrolyse péri-glénoïdienne était effectuée.

Le resurfaçage glénoïdien dans le cadre de prothèses totales anatomiques était réalisé au moyen d'une glène en polyéthylène à plots cimentés et à fond convexe. Après la réalisation d'une capsulotomie circonférentielle au ras de la glène, le subscapulaire était libéré à sa face profonde et superficielle, puis récliné en avant au niveau du col de la scapula.

L'utilisation de gabarits pour évaluer le rayon de courbure axial (30, 35, 40, 50 et 60°) et sagittal (S, M, L, XL), déterminait le choix du fantôme adapté à positionner sur la surface de la glène, de façon à repérer son centre. Par la suite, la glène était avivée au moyen d'une fraise de taille et de rayon de courbure adaptés. Le plot central puis les 3 plots périphériques étaient méchés. L'utilisation d'un implant d'essai permettait de valider la préparation. L'implant définitif était cimenté au ciment basse viscosité avec antibiotiques. Le ciment était appliqué au moyen d'une seringue de 20-cc uniquement au niveau des orifices des plots et après lavage et séchage des orifices.



Fig.15 : Glène à plot Perform Wright ®



Fig.16 : Implant céphalique en pyrocarbone Wright ®

En ce qui concerne les prothèses totales inversées, la broche guide était positionnée après avoir repéré le centre de la glène. Selon la taille de la platine choisie (25 ou 29mm), un fraisage adapté était réalisé. Le plot central était méché à l'aide d'une mèche canulée. Après retrait de la broche guide, la platine était mise en place puis impactée. Le vissage de la platine comportait de 2 vis verrouillées et 2 vis en compression. Enfin, la glénosphère (taille 36 ou 42), avec ou sans excentration, était positionnée, impactée puis vissée.

Un transfert combiné du grand rond et du grand dorsal pouvait être réalisé conjointement aux arthroplasties inversées par une incision unique.³²

De la même manière, une autogreffe osseuse permettant une latéralisation de la glène selon la technique du BIO-RSA pouvait être associée.⁶

Tous les patients ont été hospitalisés pour une durée minimale de 48 heures. En post-opératoire, les patients devaient conserver une immobilisation par écharpe coude au corps durant 6 semaines. La rééducation avec mobilisation passive était initiée au 15^{ème} jour post-opératoire. La rotation externe au-delà de 0° était protégée jusqu'au 45^{ème} jour post-opératoire. Au terme de ce délai, un contrôle radio-clinique favorable autorisait le début de la rééducation avec mobilisation active dans tous les secteurs. Une renforcement musculaire progressif débutait après le 3^{ème} mois, pour une rééducation totale d'au moins 6 mois.

4. Évaluation préopératoire

a. Évaluation clinique

L'évaluation préopératoire comprenait l'âge au moment de la chirurgie, le côté dominant, la consommation tabagique, le BMI (body mass index), les antécédents sur l'épaule opérée. Les mobilités actives, notamment en élévation antérieure active (EAA), rotation externe coude au corps (RE₁) et rotation interne de type 1 (RI₁) ont été relevées.

L'évaluation fonctionnelle reposait sur la réalisation du score de Constant³³ et du Subjective Shoulder Value (SSV)³⁴. La cotation de la douleur a été réalisée au moyen de l'échelle numérique simple (ENS) allant de 0 à 10.

b. Évaluation radiographique préopératoire

Cette analyse s'est appuyée sur un bilan radiographique de face en rotation neutre et un profil axillaire. Une échographie permettait d'évaluer l'état des tendons de la coiffe des rotateurs. Une imagerie en coupe injectée ou non (scanner ou arthroscanner) venait compléter le bilan préopératoire.

Le bilan radiographique a permis de préciser³⁵ :

- L'espace sous-acromial,
- Le pincement de l'interligne gléno-huméral,
- La présence d'une omarthrose centrée ou excentrée dans le plan frontal,
- Dans le cadre des omarthroses excentrées : la classification de Hamada et Fukuda,³⁶
- L'analyse de l'usure glénoïdienne dans le plan frontal selon la classification de Favard,
- Le bras de levier trochitérien,
- La profondeur de glène.

L'imagerie en coupe a permis de préciser :

- L'analyse de l'usure glénoïdienne dans le plan axial selon la classification de Walch,
- L'analyse de la trophicité musculaire sur les coupes sagittales selon la classification de Thomazeau,³⁷
- L'analyse de la dégénérescence graisseuse sur les coupes axiales selon la classification de Goutallier.³⁸

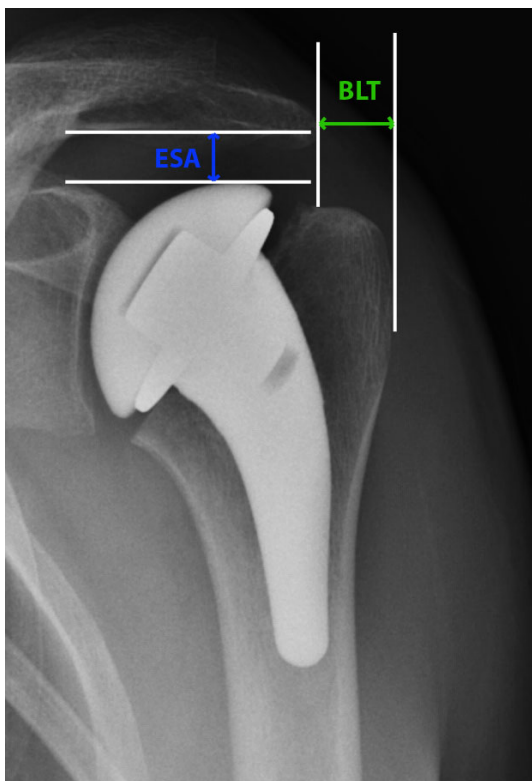


Fig. 17 : Mesures géométriques de l'ESA et du BLT

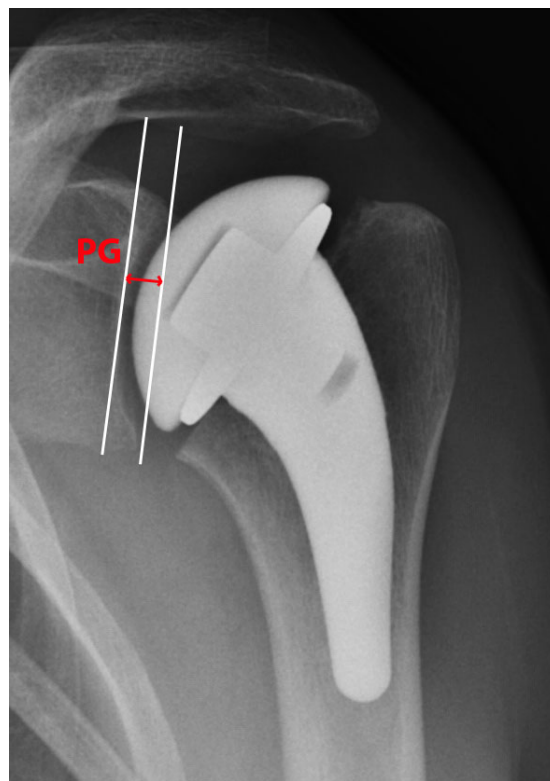


Fig. 18 : Mesure géométrique de la PG

5. Évaluation peropératoire

Toutes les complications survenues en peropératoire (fracture peropératoire, utilisation d'une tige cimentée par stabilité primaire insuffisante ou d'une tige longue ...) étaient relevées.

L'utilisation d'une tête en pyrocarbone®, la réalisation d'une BIO-RSA ou d'un transfert combiné du grand rond et du grand dorsal étaient également notés.

6. Évaluation post-opératoire et au dernier recul

a. Évaluation clinique

La survenue de complications (sepsis, fracture péri-prothétique, descellement, instabilité, ...) a été recherchée tout au long du suivi.

Au dernier recul, l'évaluation clinique a consigné les mobilités actives, le score de Constant, le SSV, l'évaluation de la douleur.

b. Évaluation radiographique post-opératoire

L'analyse était effectuée sur des clichés radiographiques avec incidence de face en rotation neutre et de profil axillaire, en post-opératoire précoce (immédiat ou avant la 6^{ème} semaine) et au dernier recul.

Le remplissage du fût huméral par la tige a été évalué en utilisant les rapports type « filling ratio » en zone diaphysaire et métaphysaire comme décrit par Schnetzke et al.²⁹ en 2016. Ce ratio permettait d'évaluer le diamètre de la tige utilisée par rapport au diamètre du fût huméral. Cette mesure était réalisée sur des clichés post-opératoires précoces de face en rotation neutre.

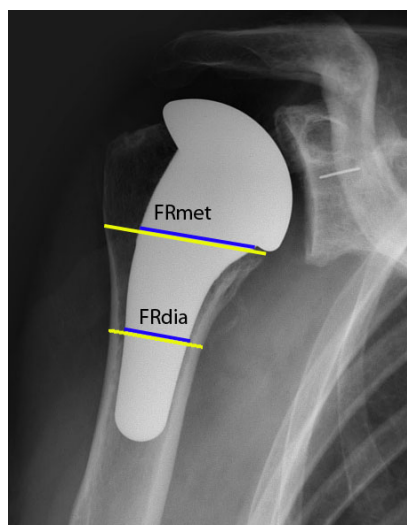


Fig.19 : Mesures radiographiques post-opératoire des paramètres FR met et FR dia d'après Schnetzke et al.²⁹

La qualité osseuse était évaluée sur les clichés post-opératoires immédiats par la mesure de l'épaisseur corticale comme décrite dans l'étude de Tingart.³⁹ La corrélation entre cette mesure, et la densité minérale osseuse évaluée par ostéodensitométrie a été démontrée. L'épaisseur des corticales humérales proximales médiales et latérales était mesurée au niveau où les corticales sont parallèles et 2 cm en dessous. La moyenne de ces 4 mesures était utilisée pour les analyses statistiques.

Les modifications radiographiques sur le versant huméral recherchées en post-opératoire et au dernier recul étaient²³ :

- La présence de liserés radio-transparents ou « radiolucent lines » (RLL),
- La migration d'implant,
- Un amincissement cortical,
- La présence de « spot welds » ou de lignes ostéo-condensantes péri-prothétiques,
- L'ostéolyse du calcar,
- L'ostéolyse des tubérosités.

La présence de ces modifications radiographiques humérales, était consignée selon leur localisation, répartie en 5 zones.^{23,29}

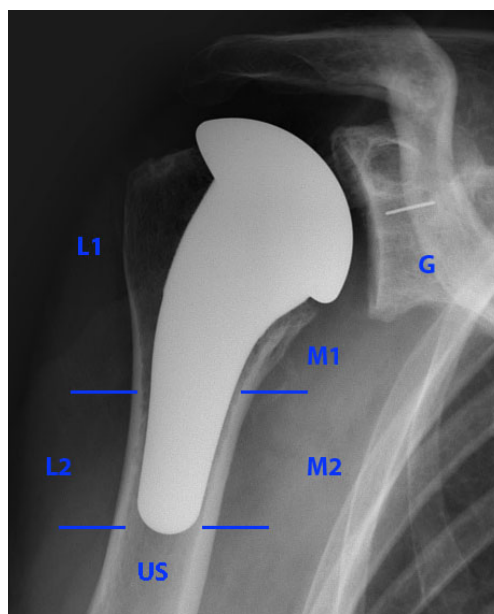


Fig.20 : Répartition des zones pour analyse des modifications radiographiques d'après Schnetzke et al.²⁹

Pour les tiges anatomiques, l'évaluation des liserés radio-transparents combinée à la migration de l'implant permettait de déterminer un implant à risque de descellement selon Sanchez-Soleto et al.⁴⁰

Au final, la présence de modifications radiographiques permettait d'évaluer le remodelage osseux selon Denard et al., soit aucun remodelage, remodelage minime, modéré ou important selon le nombre de modifications radiographiques observées.⁴¹

L'espace sous-acromial et le bras de levier trochantérien étaient également notés sur les clichés post-opératoires et au dernier recul.

La profondeur de glène était évaluée sur les radiographies post-opératoires, et au dernier recul des hémiarthroplasties.

En ce qui concerne l'évaluation des glènes à plots Perform Wright®, l'analyse radiographique a noté :

- La migration d'implant,
- La présence de liserés péri-prothétiques,
- La présence de liserés radio transparent permettait de calculer le « RLL score » qui évaluait le descellement radiographique de 0 à 18.⁴²

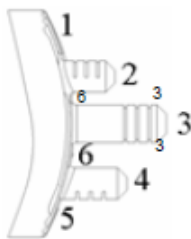


Fig. 21 : Répartition des différentes zones d'évaluation des liserés radio-transparents autour d'une glène à plot

Dans le cadre des prothèses totales inversées, l'analyse du composant glénoïdien recherchait :

- La présence d'une encoche au niveau du pilier de la scapula, sur une radiographie de face, selon la classification de Sirveaux⁴³,
- La lyse de la greffe osseuse dans le cadre d'une BIO-RSA,
- La présence de liseré radio-transparent sur le pourtour des vis et du plot.

7. Analyses statistiques

L'ensemble des données était recueilli à l'aide du logiciel Microsoft Excel© et l'analyse statistique a utilisé le logiciel XSL stat. Statview©.

Le test de Student a été utilisé pour comparer les données cliniques appariées préopératoires et post-opératoires (comparaison des données en préopératoire et en post-opératoire pour un même groupe).

Le test de corrélation de Pearson a permis de rechercher une corrélation entre les différents paramètres cliniques (âge, sexe, coté dominant, BMI, tabac, score de constant) et les paramètres radiographiques mesurés (amincissement cortical, RLL, ostéolyse du calcar, ostéolyse des tubérosités, « spot welds » et lignes ostéo-condensantes ...).

La comparaison de deux groupes indépendants (tiges anatomique et inversées, inversées avec ou sans BIO-RSA, héli-arthroplasties avec ou sans pyrocarbone...) a été réalisée grâce à l'utilisation d'un test de Student.

Un taux de significativité avec $p < 0,05$ a été retenu pour toutes les analyses effectuées.

III. RESULTATS

1. Résultats cliniques

a. Prothèses Anatomiques

Entre janvier 2013 et décembre 2015, 53 tiges anatomiques Ascend Flex Wright® ont été implantées. Il s'agissait de 35 prothèses totales anatomiques et 18 héli-arthroplasties. Deux implants (1 prothèse totale et 1 héli-arthroplastie) ont été cimentés et donc exclus de l'étude. Au total, 51 tiges anatomiques ont donc été inclus dans l'analyse.

L'âge moyen lors de la chirurgie était de 64 ans. Il s'agissait d'hommes dans 45% (n=23) des cas et de femmes dans 55% des cas (n=28). Le côté dominant était atteint chez 61 % des patients (n=31). Le BMI moyen était de 27 et la consommation tabagique concernait 16% des patients (n=8).

Parmi les étiologies rencontrées, plus de la moitié était des omarthroses primitives (n=29). 9 patients présentaient une ostéonécrose aseptique ; 2 patients étaient atteints de polyarthrite rhumatoïde. Dans 6 cas, il s'agissait d'une reprise d'héli-arthroplastie à type de resurfaçage. Enfin, 4 patients avaient des séquelles post-traumatiques et 1 patient, une omarthrose excentrée dans le plan frontal avec glène dysplasique (type C).

Au total, 25% des patients (n=13) avaient un antécédent chirurgical sur l'épaule opérée soit :

- 6 resurfaçages,
- 2 réparations de la coiffe des rotateurs,
- 5 ostéosynthèses de fracture de l'extrémité supérieure de l'humérus.

Le recul moyen était de 31 mois (24 – 50 mois).

En préopératoire, le score de Constant moyen était de 35 points (14 – 66) avec un SSV (Subjective Shoulder Value) estimé à 34% (10 – 50).

Les mobilités moyennes étaient les suivantes :

- 107 ° d'élévation antérieure active (EAA),
- 14° de rotation externe de type 1 (RE₁),
- Rotation interne de type 1 (RI₁) à L4.

Au dernier recul, le score de Constant, le SSV, et les amplitudes articulaires actives ont été significativement améliorés ($p < 0,001$).

Il existait un gain de 34 points du score de Constant au dernier recul (35 points en préopératoire et 69 points au dernier recul).

Le SSV a été augmenté en moyenne de 48% (34% en préopératoire et 82% au dernier recul).

L'amélioration moyenne, respectivement en élévation antérieure active, rotation externe et rotation interne, était de 29 ° (EAA = 136° en post-opératoire), 24° (RE₁ = 38° en post-opératoire) et 2 points (RI₁ = L2 en post-opératoire).

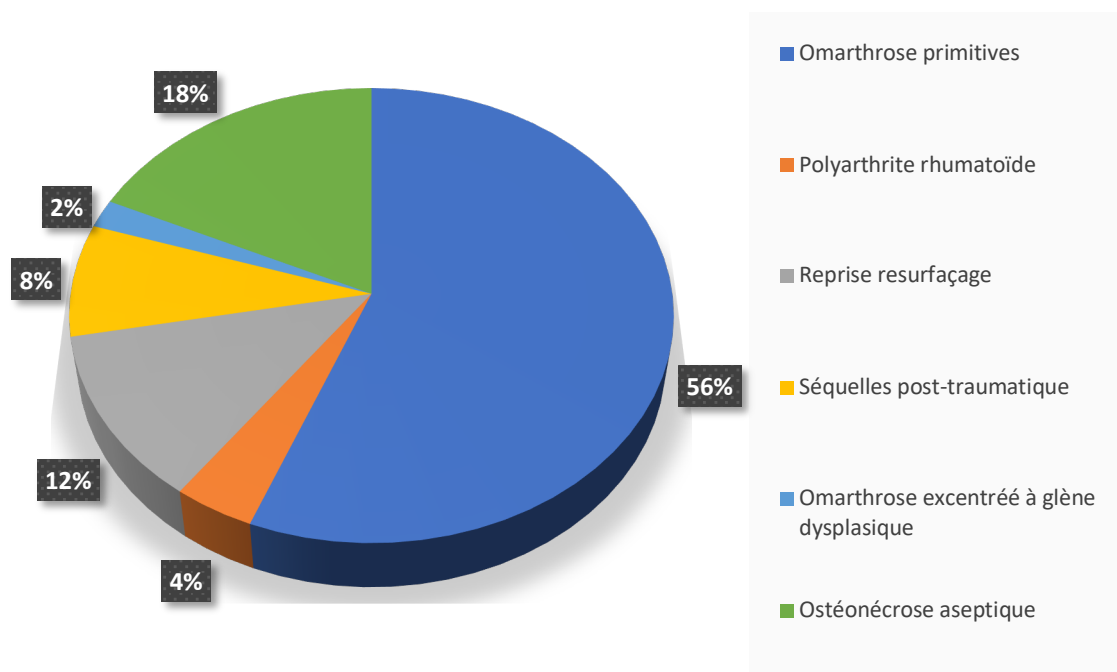


Fig.22 : Répartition des étiologies des prothèses anatomiques

N =	51
Sexe ratio	45% hommes – 55% femmes
Age lors de la chirurgie	64 ans (24– 81)
Tabac	16 %
BMI	27 (19 – 41)
Côté dominant atteint	61 %

Tableau 1. Caractéristiques de la population des prothèses anatomiques

	Évaluation préopératoire	Évaluation au dernier recul	Évolution	p=
SSV (%)	34 (10 -50)	82 (40 – 100)	+ 48 %	<0,001
Constant (points)	35 (14 – 66)	69 (29 – 95)	+ 34 points	<0,001
EAA (°)	107 (80 – 150)	136 (80 – 170)	+ 29 °	<0,001
RE ₁ (°)	14 (-30 – 50)	38 (-10 – 70)	+ 24 °	<0,001
RI ₁ (niveau)	L4 (T6 – trochanter)	L2 (T4 – fesse)	+ 2 points	<0,001

Tableau 2. Évaluation clinique préopératoire et post-opératoire des prothèses anatomiques

b. Prothèses inversées

Entre janvier 2013 et décembre 2015, 35 prothèses totales inversées Ascend Flex Wright® ont été implantées dont 2 tiges cimentées. Au total, 33 prothèses totales inversées ont donc été incluses dans l'analyse. 6 prothèses inversées étaient associées à une auto greffe osseuse glénoïdienne type BIO-RSA. Parmi les 28 prothèses non latéralisées, ont été associés 3 transferts combinés du grand rond et du grand dorsal pour déficit de rotation externe active.

L'âge moyen lors de la chirurgie était de 72 ans (58-82). Il s'agissait d'hommes dans 30% (n=10) des cas et de femmes dans 70% des cas (n=24). Le côté dominant était atteint chez 76% des patients (n=25). Le BMI moyen était de 27 et la consommation tabagique concernait 15% des patients (n=5).

65% des patients présentaient une omarthrose excentrée (n=22) ; 3 patients, une ostéonécrose aseptique. Dans 3 cas, il s'agissait d'une reprise d'hémi-arthroplastie à type de resurfaçage. Enfin, 2 patients avaient des séquelles post-traumatiques, 2 patients une omarthrose centrée avec dégénérescence graisseuse supérieure à 2 selon Goutallier, et 1 patient, une luxation postérieure invétérée.

Au total, 21% des patients (n=7) présentaient un antécédent chirurgical sur l'épaule opérée soit :

- 3 hémi-arthroplasties à type de resurfaçage,
- 2 réparations de la coiffe des rotateurs,
- 2 arthroscopies d'épaule avec acromioplastie et ténotomie du chef long du biceps.

Le recul moyen était de 31 mois (24 – 54 mois).

En préopératoire, le score de Constant moyen était de 28 points (10 – 51) et le SSV moyen était estimé à 25% (0 – 60). Les mobilités moyennes étaient les suivantes :

- 80 ° d'élévation antérieure active (EAA),
- 7° de rotation externe de type 1 (RE₁),
- Rotation interne de type 1 (RI₁) à L4.

Au dernier recul, le score de Constant, le SSV, et les amplitudes articulaires actives ont été significativement améliorés ($p < 0,001$).

Il existait un gain de 42 points du score de Constant au dernier recul (28 points en préopératoire et 70 points au dernier recul). Le SSV augmentait en moyenne de 59% (25% en préopératoire et 84% au dernier recul).

L'amélioration moyenne, respectivement en élévation antérieure active, rotation externe et rotation interne, était de 60 ° (EAA = 140° en post-opératoire), 22° (RE₁ = 29° en post-opératoire) et 4 points (RI₁ = T12 en post-opératoire).

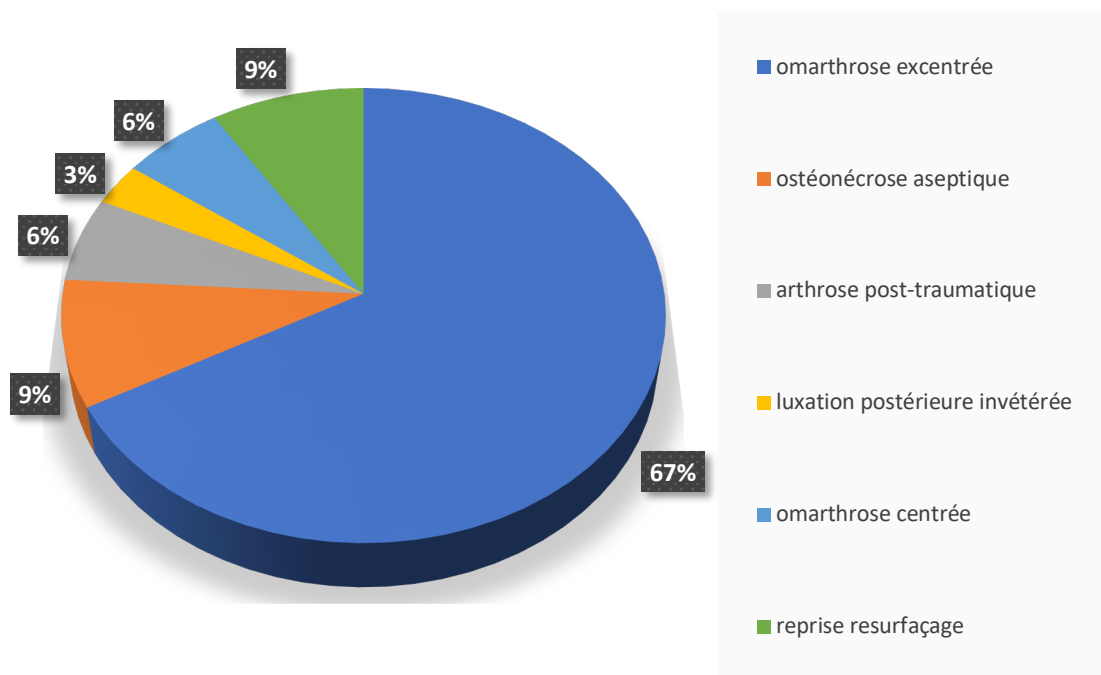


Fig.23 : Répartition des étiologies des prothèses inversées

N =	33
Sex ratio	70% femmes – 30 % hommes
Côté dominant atteint	76%
Age lors de la chirurgie	72 ans
Tabac	15%
BMI	27

Tableau 3. Caractéristiques de la population des prothèses inversées

	Évaluation préopératoire	Évaluation au dernier recul	Évolution	p=
SSV (%)	25 (0 - 60)	84 (60 – 100)	+59 %	<0,001
Constant (points)	28 (10 - 51)	70 (50 – 89)	+ 42 points	<0,001
EAA (°)	80 (10 – 150)	140 (110 - 170)	+ 60 °	<0,001
RE ₁ (°)	7 (-30 – 60)	29 (-10 – 65)	+ 22 °	<0,001
RI ₁ (niveau)	L4 (T10 – trochanter)	T12 (T4 – sacrum)	+ 4 points	<0,001

Tableau 4. Évaluation clinique préopératoire et post-opératoire des prothèses inversées

2. Analyse radiographique

a. Prothèses Anatomiques

▪ *Analyse préopératoire*

Selon la classification de Walch, il existait :

- 35% de glènes A1 (n = 18),
- 35% de glènes A2 (n = 18),
- 24% de glènes B1 (n = 12),
- 4% de glènes B2 (n = 2),
- 2% de glène C (n= 1).

L'évaluation dans le plan frontal selon la classification de Favard retrouvait :

- 2% de glènes E0 (n = 1),
- 96 % de glènes E1 (n = 49),
- 2% de glène E2 (n = 1).

L'index de dégénérescence graisseuse (IDG) moyen était de 1,4 ($1-4 \pm 0,6$) selon Goutallier. L'amyotrophie était en moyenne de stade 1 selon Thomazeau. Il existait une lésion transfixiante de la coiffe des rotateurs dans 12% des cas (n = 6) limitée à une lésion distale du tendon supra-épineux. L'espace sous acromial moyen était mesuré à 8,4mm ($6-12 \pm 1,4$). Le bras de levier trochitérien moyen était mesuré à 9,7mm ($-6 - 24 \pm 8$).

Prothèses Anatomiques	N = 51
Lésion de la coiffe	12% - n = 6
IDG	1,4 (1-4 ± 0,6)
Amyotrophie	Stade 1
ESA (mm)	8,4 (6-12 ±1,4)
BLT (mm)	9,7 (-6 – 24 ±8)

Tableau 5. Analyse radiographique préopératoire des prothèses anatomiques

- *Analyse au dernier recul*

Au dernier recul, 49 tiges avaient un recul supérieur à 2 ans et étaient éligibles à l'analyse radiographique. Aucune tige n'était à risque de descellement radiographique d'après les critères de Sanchez-Soleto et al.⁴⁰

- Liserés radio-transparents (RLL)

En post-opératoire immédiat, aucun liseré radio-transparent (RLL) n'était visible sur les radiographies. Au dernier recul, 10 tiges présentaient un liseré radio-transparent péri-prothétiques soit 20%. Il s'agissait dans tous les cas de liserés inférieurs à 2mm répartis sur une ou deux zones contiguës. Les liserés étaient retrouvés en zone L2 sur 7 tiges, en zone M2 sur 5 tiges, en zone M1 sur 3 tiges et en zone US sur 1 tige. Il n'existait aucun liseré visible en zone L1.

- Amincissement cortical

Au dernier recul, il existait un amincissement cortical dans 47% des cas (n=23). La partie proximale de l'humérus, soit les zones M1 (n=10) et L1 (n=10), était le plus souvent concernée. Par ailleurs, 7 tiges présentaient un amincissement cortical en L2 et une tige en zone M2.

- Ostéo-condensation

Des lignes ostéo-condensantes étaient présentes dans 10% des cas (n=5). Elles étaient retrouvées à la partie distale de la tige, dans les zones M2, L2 et US (respectivement n= 2, n=1 et n=2).

Des « spot welds » (SW) étaient rencontrés dans 43% des cas au dernier recul (n=21) et uniquement à la partie distale de l'implant ; soit en zone M2, L2 et US (respectivement n=10, n=11 et n=4).

- Ostéolyse du calcar

Une ostéolyse partielle du calcar était notée dans 12% des cas (n=6). Aucune ostéolyse complète du calcar n'a été retrouvée.

- Ostéolyse des tubérosités

Une ostéolyse partielle du tubercule majeur était notée dans 10% des cas (n=5). Aucune ostéolyse complète des tubérosités n'a été retrouvée.

- Espace sous-acromial (ESA)

En post-opératoire immédiat, l'espace sous acromial était évalué à 10,3mm (7-20 $\pm$ 2,8). Au dernier recul, il existait une diminution moyenne de l'espace de 1,6mm (p<0,001).

- Bras de levier trochitérien (BLT)

Il n'existait pas de différence significative entre la valeur du BLT en post-opératoire et au dernier recul : soit un BLT moyen de 12mm (-3,5 – 30 $\pm$ 8) en post-opératoire et 11mm (-11 – 21 $\pm$ 6,5) au dernier recul (p>0,05).

- Niveau de remodelage

Au dernier recul, 71% (n=35) de tiges ne présentaient pas de modification radiologique, 28,5% (n=14) présentaient un remodelage minime et 8% (n=4) un remodelage modéré. Au total, dans 92% des cas, l'adaptation radiographique était considérée comme « faible » et dans 8% « élevée ».

N= 49	Dernier recul (31mois)
RLL Huméral	20% - n= 10
Amincissement cortical	47% - n = 23
« Spot Welds »	43% - n = 21
Lignes ostéo-condensantes	10% - n = 5
Ostéolyse Calcar	12% - n = 6
Ostéolyse Tubérosité	10% - n = 5

Tableau 6. Modifications radiographiques des prothèses anatomiques au dernier recul

Niveau de remodelage	Modifications radiographiques au dernier recul	N = 49
Aucun	0 ou 1	63% - n=35
Minime	2 ou 3	29% - n=14
Modéré	4 à 6	8 % - n=4
Important	>6	0

Tableau 7. Niveau de remodelage osseux des prothèses anatomiques au dernier recul

Zones	Spot Welds	Lignes ostéocondensantes	Amincissement cortical	RLL
L1	0	0	10 (20%)	0
L2	11 (22%)	2 (4%)	7 (14%)	7 (14%)
M1	0	0	10 (20%)	3 (6%)
M2	10 (20%)	1 (2%)	1 (2%)	5 (10%)
US	4 (8%)	2 (4%)	0	1 (2%)

Tableau 8. Répartition des modifications radiographiques des prothèses anatomiques au dernier recul

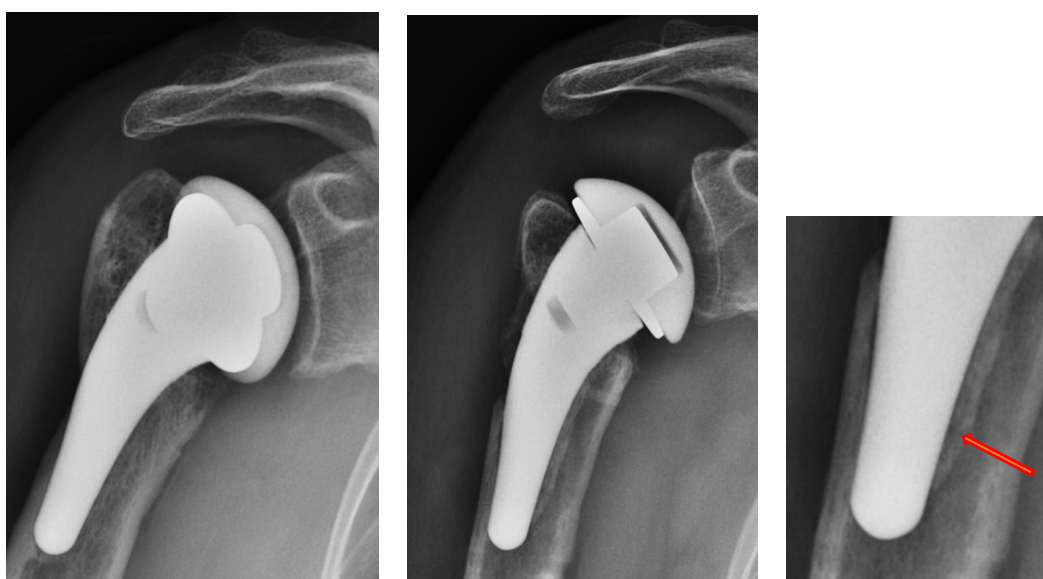


Fig. 24 : Radiographies de face en post-opératoire et à 2 ans de recul avec l'apparition de RLL en zone M2.

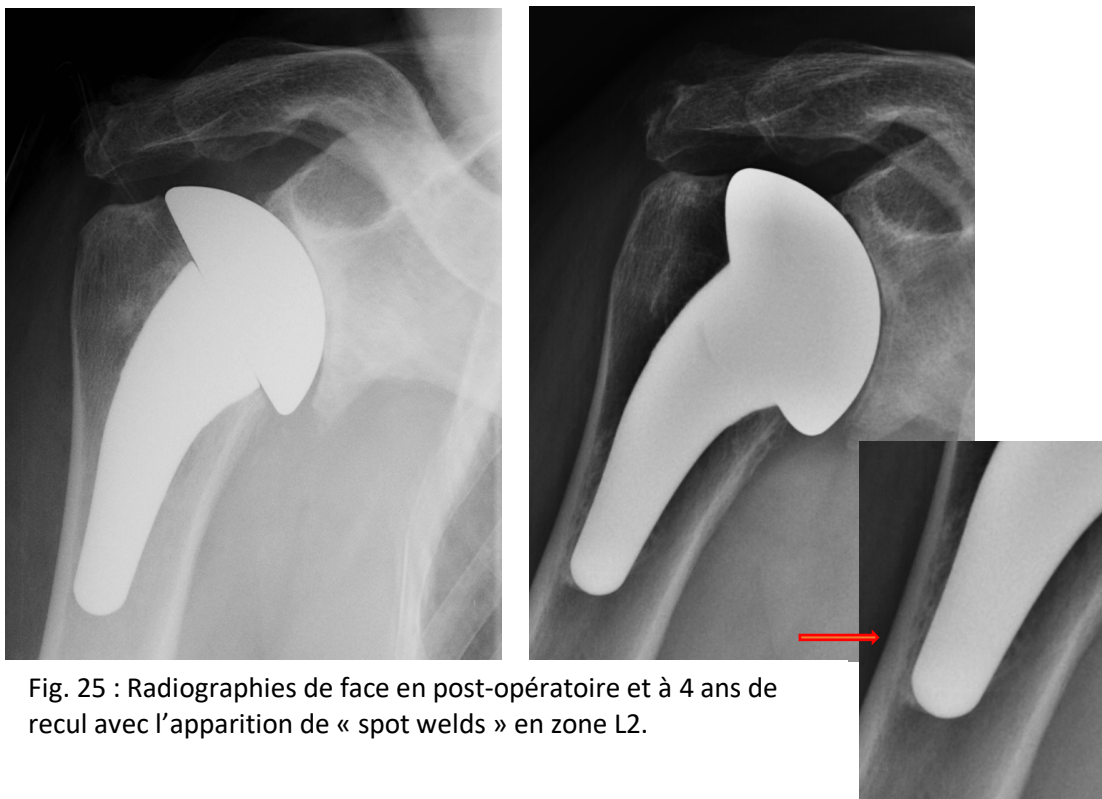


Fig. 25 : Radiographies de face en post-opératoire et à 4 ans de recul avec l'apparition de « spot welds » en zone L2.

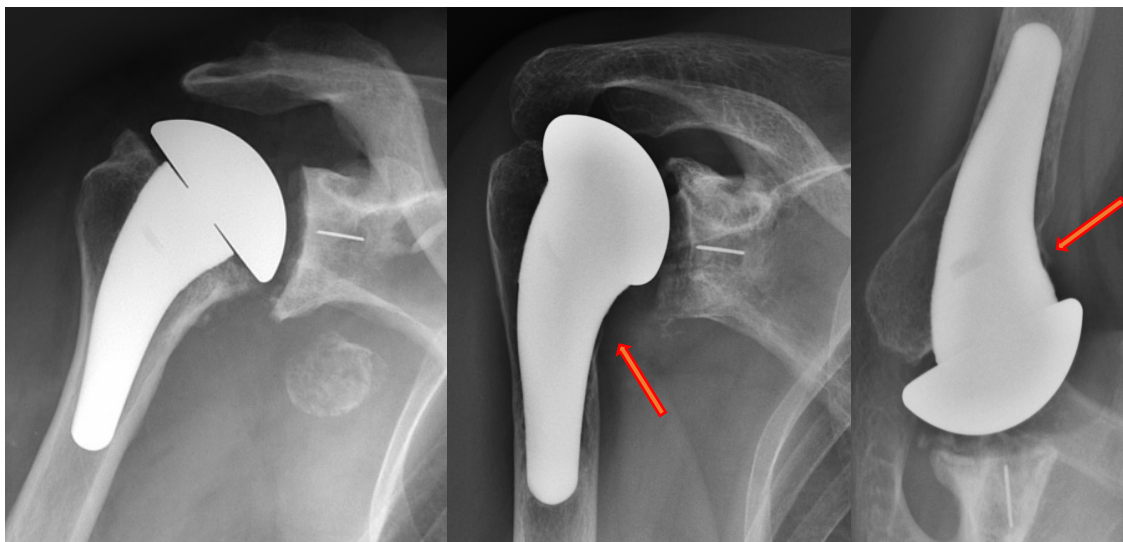


Fig. 26 : Radiographies en post-opératoire de face et à 3 ans de recul de face et de profil avec ostéolyse du calcar.

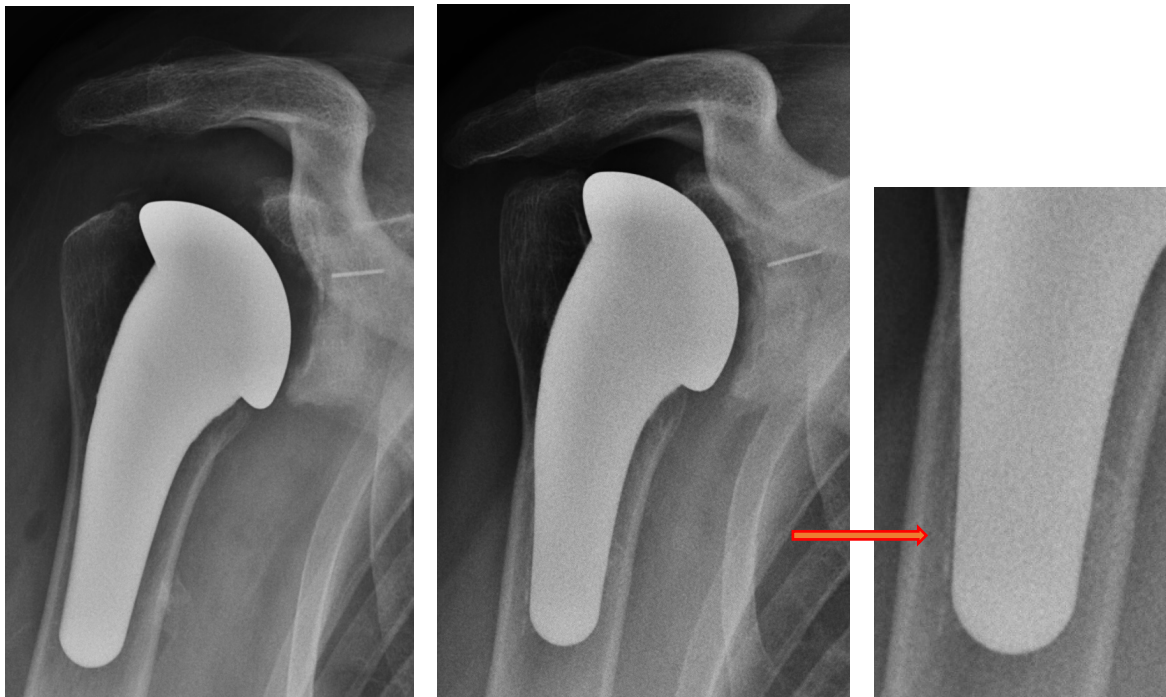


Fig. 27 : Radiographies de face en post-opératoire et à 2 ans de recul avec lignes ostéo-condensantes en zone L2.

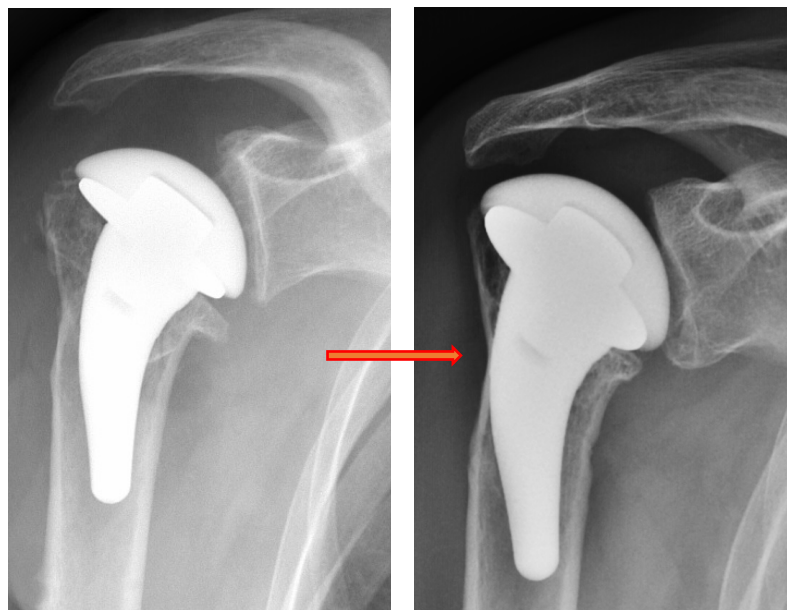


Fig. 28 : Radiographies de face en post-opératoire et à 2 ans de recul avec amincissement cortical en zone L1 et ostéolyse du tubercule majeur.

b. Prothèses inversées

▪ *Analyse préopératoire*

Selon la classification de Walch, il existait :

- 55% de glènes A1 (n=18)
- 21% de glènes A2 (n=7),
- 18% glènes B1(n=6),
- 3% glènes B2 (n=1),
- 3% glène C (n=1).

L'évaluation dans le plan frontal selon la classification de Favard retrouvait :

- 9% de glènes E0 (n = 3),
- 82% de glènes E1 (n = 27),
- 6% de glène E2 (n = 2),
- 3% de glène E3 (n = 1).

L'index de dégénérescence graisseuse moyen était de 2,3 (1-3) selon Goutallier. L'amyotrophie était en moyenne de stade 2 selon Thomazeau. Il existait une lésion transfixiante non réparable de la coiffe des rotateurs dans 88% des cas (n = 29). L'espace sous-acromial moyen était mesuré à 7mm (2-24 ±6). Le bras de levier trochitérien moyen était mesuré à 8mm (-7 – 27 ±8).

Selon la classification de Hamada, on retrouvait :

- 24 % de grade 1 (n = 8),
- 6% de grade 2 (n = 2),
- 15% de grade 3 (n = 5),
- 24 % de grade 4A (n = 8),
- 30% de grade 4B (n= 10).

PTE inversées	N = 33
Lésion de la coiffe	88% - n = 29
IDG	2,3 (1-3 +- 0,6)
Amyotrophie	Stade 2
ESA (mm)	7 (2-24 +-6)
BLT (mm)	8 (-7 – 27 +- 8)

Tableau 9. Analyse radiographique préopératoire des prothèses inversées

- *Analyse au dernier recul*

Au dernier recul, 29 tiges avaient un recul supérieur à 2 ans et étaient donc éligibles à l'analyse radiographique.

- RLL

En post-opératoire immédiat, aucun liseré radio-transparent (RLL) n'était visible sur les radiographies. Au dernier recul, 3 tiges présentaient un liseré radio-transparent péri-prothétiques, soit 10%. Il s'agissait dans tous les cas de liserés inférieurs à 2mm répartis sur une ou deux zones contigües. Les liserés étaient retrouvés en zone L1 sur 1 tige, en zone M2 sur 1 tige, et en zone M1 sur 2 tiges. Il n'existait aucun liseré visible en zone L2.

- Amincissement cortical

Au dernier recul, il existait un amincissement cortical dans 45% des cas (n=13). La partie proximale de l'humérus, soit les zones M1 (n=5) et/ou L1 (n=6), était atteinte dans la moitié des cas seulement. 9 tiges présentaient un amincissement cortical en L2 et 3 tiges en zone M2.

- Ostéo-condensation

Des lignes ostéo-condensantes étaient présentes dans 17% des cas (n=5). Elles étaient retrouvées exclusivement dans les zones M2, US et L2.

Des « spot welds » étaient rencontrés dans 41% des cas au dernier recul (n=12) et uniquement à la partie distale de l'implant : soit en zone M2, L2 et US respectivement dans 8, 5 et 2 cas.

- Ostéolyse calcar

Une ostéolyse partielle du calcar était notée dans 31% des cas (n=9). Aucune ostéolyse complète du calcar n'a été retrouvée.

- Ostéolyse tubérosité

Une ostéolyse partielle du trochiter était présente dans 17% des cas (n=5). Aucune ostéolyse complète des tubérosités n'a été retrouvée.

- Espace sous-acromial (ESA)

En post-opératoire immédiat, l'espace sous-acromial était évalué à 30mm (19-37 $\pm$ 5,7). Il existait une augmentation significative de l'espace sous-acromial en post-opératoire de 23mm (ESA moyen en préopératoire : 7mm (2 – 24 $\pm$ 5,9)). Il n'existait pas de différence significative entre l'ESA en post-opératoire immédiat et au dernier recul.

- Bras de levier trochitérien (BLT)

Il n'existait pas de différence significative entre la valeur du BLT en préopératoire et en post-opératoire immédiat : soit un BLT moyen de 8mm (-7 – 27 $\pm$ 8) en préopératoire et 10mm en post-opératoire (-4 – 25 $\pm$ 6). Au dernier recul, une diminution significative du BLT de 3mm était observée comparativement au cliché post-opératoire immédiat (BLT dernier recul = 7mm (-5 – 17 $\pm$ 6)).

- Encoche scapulaire

Au dernier recul, il existait une encoche du pilier de la scapula dans 34% des cas (n=10). Il s'agissait d'une encoche de grade 1 dans 9 cas et une encoche de grade 2 dans 1 cas.

- Niveau de remodelage

Au dernier recul, 45% (n=13) des tiges ne présentaient pas de remodelage radiographique. Dans un tiers des cas, les modifications radiographiques étaient minimales (n=10) ; et modérées dans 21% des cas (n=6). Au total, dans 79% des cas, l'adaptation radiographique était considérée comme « faible » et dans 21% comme « élevée ».

- Ossifications hétérotopiques

Aucune ossification hétérotopique n'a été retrouvée, y compris en regard de l'insertion du chef long du triceps.

N = 29	Dernier recul (31M)
RLL Huméral	10 % - n = 3
Amincissement cortical	45 % - n = 13
« Spot Welds »	41 % - n = 12
Lignes ostéo-condensantes	17 % - n = 5
Ostéolyse Calcar	31 % - n = 9
Ostéolyse Tubérosité	17 % - n = 5

Tableau 10. Modifications radiographiques des prothèses inversées au dernier recul

Niveau de remodelage	Modifications radiographiques Au dernier recul	N = 29
Aucun	0 ou 1	45% - n=13
Minime	2 ou 3	34% - n=10
Modéré	4 à 6	21% - n=6
Important	> 6	0

Tableau 11. Niveau de remodelage osseux des prothèses inversées au dernier recul

Zones	Spot Welds	Lignes ostéocondensantes	Amincissement cortical	RLL
L1	0	0	6 (20%)	1(3%)
L2	5 (17%)	1 (3%)	9 (30%)	0
M1	0	0	5 (17%)	2 (7%)
M2	8 (27%)	1 (3%)	3 (2%)	1 (3%)
US	2 (7%)	4 (4%)	0	0

Tableau 12. Répartition des modifications radiographiques des prothèses inversées au dernier recul

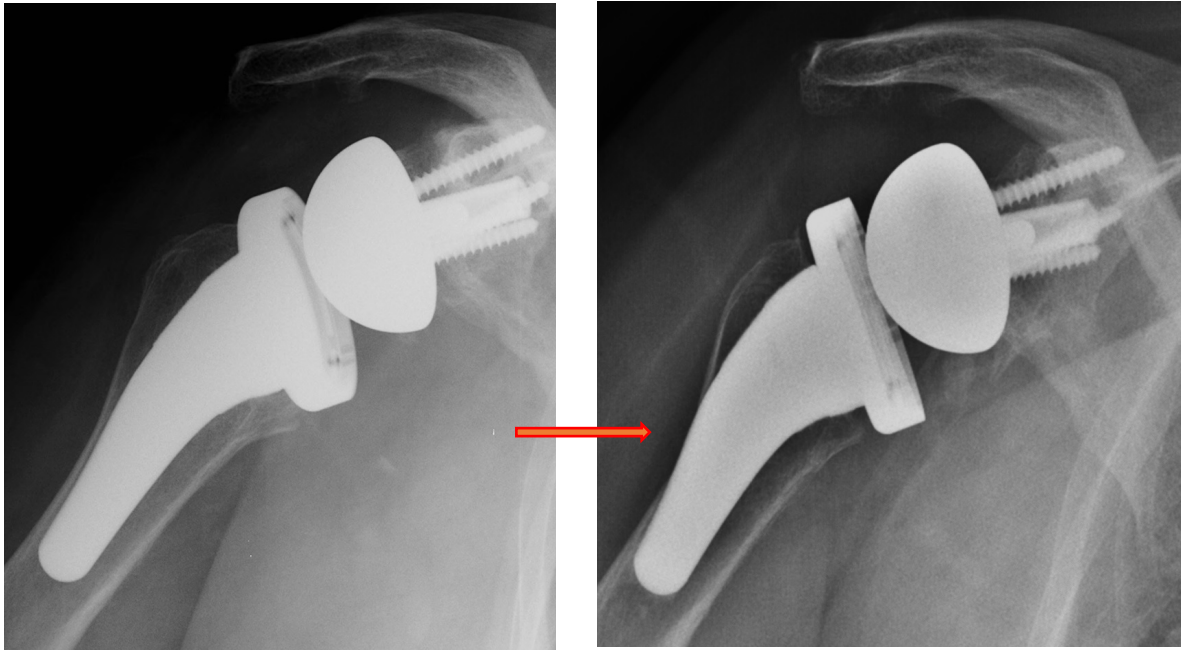


Fig. 29 : Radiographies de face en post-opératoire et à 4 ans de recul avec amincissement cortical en zone L2.

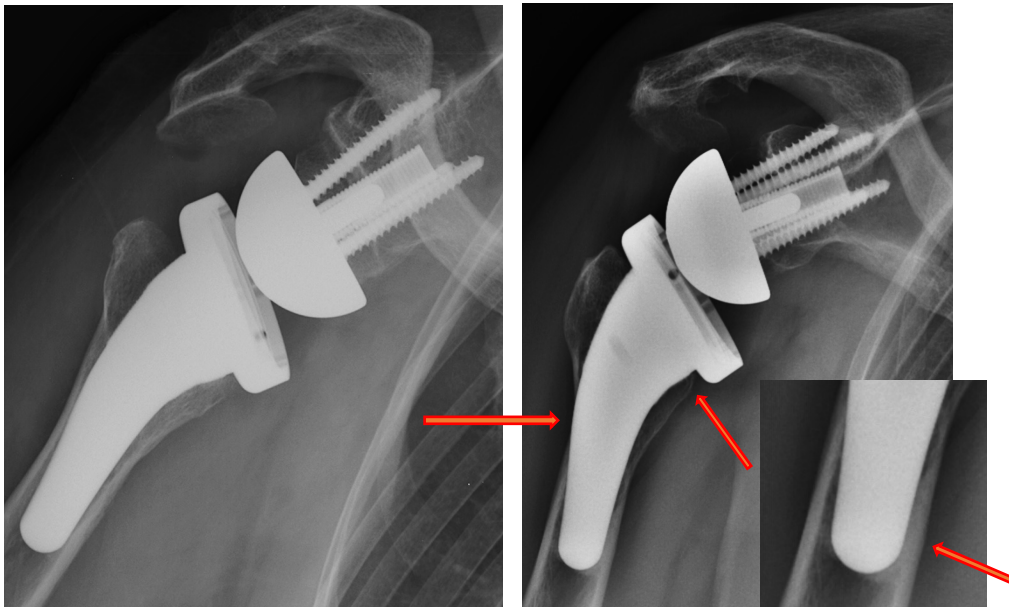


Fig. 30 : Radiographies de face en post-opératoire et à 3 ans de recul avec amincissement cortical en zone L2, ostéolyse du calcar et « spot welds »

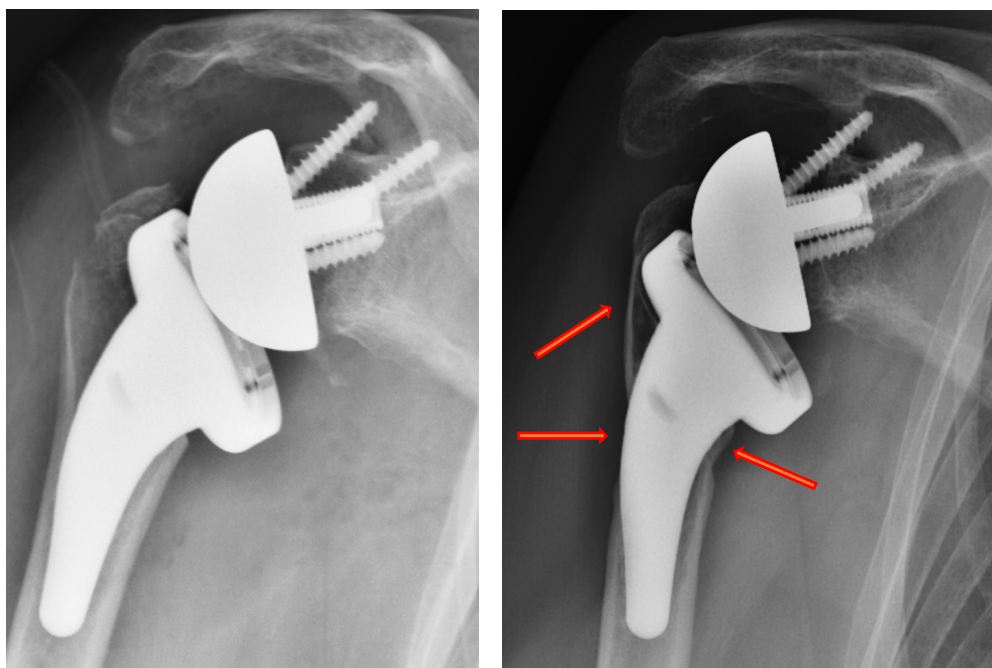


Fig. 31 : Radiographies de face en post-opératoire et à 2 ans de recul avec amincissement cortical en zone L2, ostéolyse du calcar et ostéolyse du tubercule majeur

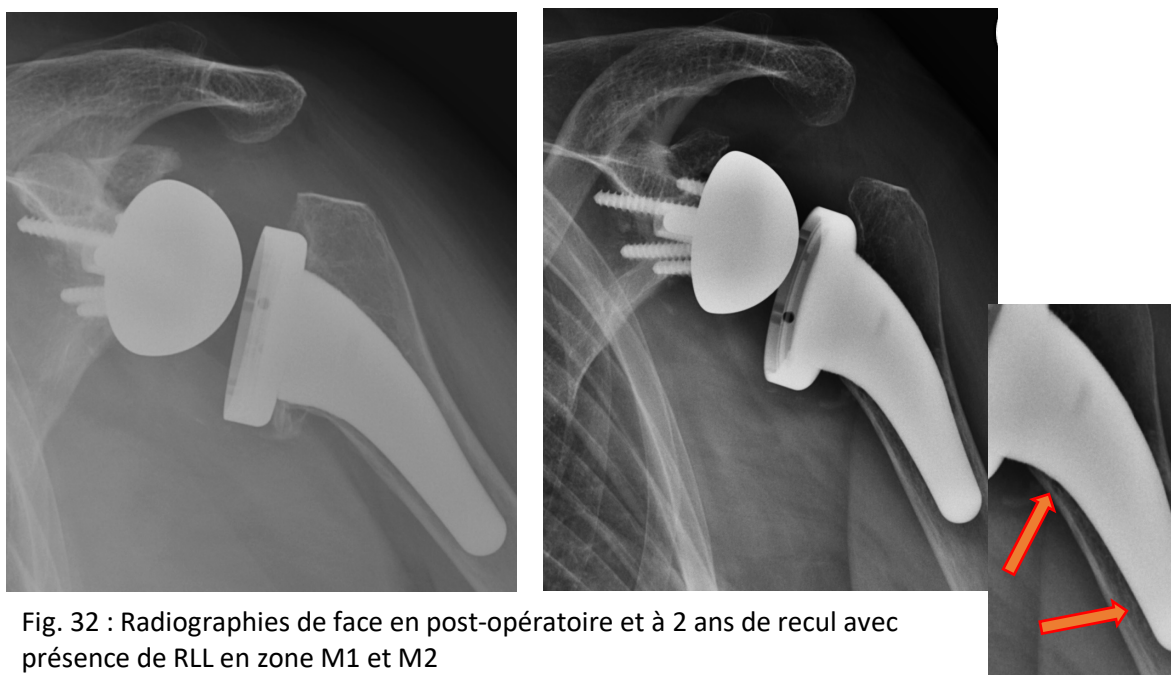


Fig. 32 : Radiographies de face en post-opératoire et à 2 ans de recul avec présence de RLL en zone M1 et M2

c. Population globale

▪ *Évaluation radiographique préopératoire*

Selon la classification de Walch, il existait :

- 43% de glènes A1 (n=36)
- 30% de glènes A2 (n=25),
- 21% glènes B1(n=18),
- 4% glènes B2 (n=3),
- 2% glène C (n=2).

L'évaluation dans le plan frontal selon la classification de Favard retrouvait :

- 5% de glènes E0 (n = 4),
- 90 % de glènes E1 (n = 76),
- 4% de glène E2 (n = 3),
- 1% de glène E3 (n = 1).

L'index de dégénérescence graisseuse moyen était de 1,7 (1-3 $\pm$ 0,8) selon Goutallier. L'amyotrophie était en moyenne de stade 1 selon Thomazeau. Il existait une lésion transfixiante de la coiffe des rotateurs dans 42% des cas (n = 35). L'espace sous-acromial moyen était mesuré à 8mm (2-24 $\pm$ 4). Le bras de levier trochitérien moyen était mesuré à 9mm (-7 – 27 $\pm$ 8).

Tiges Ascend Flex Wright®	N = 84
Lésion de la coiffe	42% - n = 35
IDG	1,7 (1-3 $\pm$ 0,8)
Amyotrophie	Stade 1
ESA (mm)	8 (2-24 $\pm$ 4)
BLT (mm)	9 (-7 – 27 $\pm$ 8)

Tableau 13. Analyse radiographique préopératoire de la série globale

- *Évaluation radiographique post-opératoire*

Au dernier recul, 78 tiges avaient un recul supérieur à 2 ans et étaient éligibles à l'analyse radiographique.

- RLL

En post-opératoire immédiat, aucun liseré radio-transparent (RLL) n'était visible sur les radiographies. Au dernier recul, 13 tiges présentaient un liseré radio-transparent péri-prothétiques soit un taux de 17%. Les liserés étaient retrouvés en zone L1 dans 1 cas, en zone US dans 1 cas, et en zone M1 sur 5 tiges. 7 liserés radio-transparents en zone L2 et 6 liserés radio-transparents en zone M2 étaient également notés.

- Amincissement cortical

Au dernier recul, un amincissement cortical était visualisé dans 46% des cas (n=36). La partie proximale de l'humérus, soit les zones M1 (n=15) et L1 (n=16), était atteinte dans plus de la moitié des cas. 16 tiges présentaient un amincissement cortical en L2 et 4 tiges en zone M2.

- Ostéo-condensation

Des lignes ostéo-condensantes étaient présentes dans 13% des cas (n=10). Elles étaient retrouvées exclusivement dans les zones M2, L2 et US respectivement pour 2, 3 et 6 tiges.

Des « spot welds » étaient rencontrés dans 44% des cas au dernier recul (n=34) et uniquement à la partie distale de l'implant : soit en zone M2, L2 et US respectivement pour 18, 16 et 6 tiges.

- Ostéolyse calcar

Une ostéolyse partielle du calcar était notée dans 19% des cas (n=15). Aucune ostéolyse complète du calcar n'a été retrouvée.

- Ostéolyse tubérosité

Une ostéolyse partielle du trochiter était notée dans 13% des cas (n=10). Aucune ostéolyse complète des tubérosités n'a été retrouvée.

- Niveau de remodelage

Au dernier recul, 55% (n=44) des tiges ne présentaient pas de remodelage radiographique. Dans 32% des cas, les modifications radiographiques étaient minimales (n=25), et modérées dans 13% des cas (n=10). Au total, dans 87% des cas, l'adaptation radiographique était considérée comme « faible » et dans 13% comme « élevée ».

Évaluation radiographique au dernier recul	N = 78
RLL Huméral	17% - n = 13
Amincissement cortical	46% - n= 36
« Spot Welds »	44% - n = 34
Lignes ostéo-condensantes	13% - n = 10
Ostéolyse Calcar	19% - n= 15
Ostéolyse Tubérosité	13 % - n=10

Tableau 14. Modifications radiographiques de la série globale au dernier recul

Niveau de remodelage	Modifications radiographiques au dernier recul	N = 78
Aucunes	0 ou 1	55% - n=43
Minimes	2 ou 3	32% - n=25
Modérées	4 à 6	13 % - n=10
Importantes	>6	0

Tableau 15. Niveau de remodelage osseux de la série globale au dernier recul

Zones	« Spot Welds »	Lignes ostéocondensantes	Amincissement cortical	RLL
L1	0	0	16 (21%)	1 (1%)
L2	16 (21%)	3 (4%)	16 (21%)	7 (9%)
M1	0	0	15 (19%)	5 (6%)
M2	18 (23%)	2 (3%)	4 (5%)	6 (8%)
US	6 (8%)	6 (8%)	0	1 (1%)

Tableau 16. Répartition des modifications radiographiques de la série globale au dernier recul

3. Corrélations radio-cliniques

a. Prothèses anatomiques

Il existait une corrélation significative entre le remplissage du fût huméral et la survenue d'amincissement cortical (FR met : $p < 0,001$ et $\rho = 0,5$; FR dia : $p < 0,001$ et $\rho = 0,4$) : plus le remplissage était important, plus l'amincissement cortical était fréquent.

Le niveau de remodelage était également significativement corrélé au remplissage du fût huméral (FR met : $p < 0,001$ et $\rho = 0,5$; FR dia : $p = 0,01$ et $\rho = 0,3$) : plus le remplissage était important, plus le remodelage était fréquent.

La diminution de l'épaisseur corticale mesurée selon Tingart³⁹ n'était pas corrélée aux différents paramètres radiographiques mesurés (amincissement cortical, ostéolyse, ostéo-condensation).

Par ailleurs, il n'existait aucune corrélation entre la survenue de modifications radiographiques au dernier recul et le score de Constant. De la même manière, le remplissage du fût huméral ou l'épaisseur corticale n'étaient pas des paramètres associés à un moindre résultat fonctionnel évalué par le score de Constant au dernier recul.

b. Prothèses inversées

Il existait une corrélation significative entre le remplissage du fût huméral et la survenue d'amincissement cortical (FR met : $p = 0,03$ et $\rho = 0,4$; FR dia : $p = 0,04$ et $\rho = 0,4$) : plus le remplissage était important, plus l'amincissement cortical était fréquent. De la même manière, le sexe féminin était associé à la survenue d'amincissement cortical ($p = 0,02$ et $\rho = -0,4$).

Un remplissage métaphysaire plus important était également associé à la présence de lignes ostéo-condensantes ou de « spot welds » (FR met : $p = 0,03$ et $\rho = 0,4$).

Le niveau de remodelage était corrélé au remplissage du fût huméral métaphysaire et diaphysaire, au sexe féminin et au recul (respectivement, FR met : $p = 0,005$ et $\rho = 0,5$; FR dia : $p < 0,001$ et $\rho = 0,5$; sexe : $p = 0,04$ et $\rho = -0,4$; recul : $p = 0,02$ et $\rho = 0,2$).

Une moindre épaisseur corticale diaphysaire calculée selon Tingart³⁹ était corrélée à la présence d'ostéolyse humérale au dernier recul ($p=0,03$; $\rho = -0,4$).

En revanche, il n'existait aucune corrélation entre la survenue de modifications radiographiques (ostéolyse, amincissement cortical, ostéo-condensation) au dernier recul et le score de Constant. De la même manière, une épaisseur corticale inférieure ou un plus grand remplissage du fût huméral n'étaient pas associés à un moindre résultat fonctionnel au dernier recul.

c. Série globale

Il existait une corrélation significative entre le remplissage du fût huméral en zone diaphysaire et métaphysaire et la survenue d'amincissement cortical (FR met : $p<0,001$ et $\rho=0,4$; FR dia : $p<0,001$ et $\rho=0,3$).

De la même manière, le sexe féminin était associé à la survenue d'amincissement cortical ($p=0,04$ et $\rho = -0,2$).

Un remplissage plus important du fût huméral était également associé à la présence de lignes ostéo-condensantes ou de « spot welds » (FR met : $p=0,03$ et $\rho=0,2$; FR dia : $p=0,03$ et $\rho=0,2$).

Le niveau de remodelage était corrélé au remplissage du fût huméral métaphysaire et diaphysaire (FR met : $p=0,04$ et $\rho=0,5$; FR dia : $p=0,04$ et $\rho=0,4$).

Une moindre épaisseur corticale diaphysaire calculée selon Tingart³⁹ n'était pas significativement corrélée à la présence de modifications radiographiques au dernier recul.

En revanche, il n'existait aucune corrélation entre la survenue de modifications radiographiques (ostéolyse, amincissement cortical, ostéo-condensation) au dernier recul et le score de Constant. De la même manière, une épaisseur corticale inférieure ou un plus grand remplissage du fût huméral n'étaient pas associés à un moindre résultat fonctionnel au dernier recul.

4. Complications

7 complications (8%) et 5 reprises chirurgicales (6%) étaient rapportées au dernier recul. Dans seulement 2 cas, la tige humérale a dû être révisée (2%).

a. Prothèses anatomiques

Deux implants ont été cimentés suite à une fracture métaphysaire peropératoire lors de l'impaction de la tige définitive et ont donc été exclus de l'analyse.

Un cas de fausse route diaphysaire chez un patient avec séquelle de fracture de l'humérus proximal a nécessité une reprise chirurgicale précoce pour repositionnement de l'implant (à J+12).

Aucune autre complication peropératoire n'est survenue.

En ce qui concerne les complications post-opératoires, on retient :

- 1 retard cicatriciel, qui a évolué spontanément de façon favorable sans sepsis ni nécessité de reprise cicatricielle,
- 1 infection précoce à *Cutibactérium* acnés pour lequel un lavage par arthrotomie et une antibiothérapie durant 12 semaines ont été réalisés,
- 1 hématome superficiel avec évolution spontanément favorable sans sepsis ni nécessité d'évacuation chirurgicale.

Le sepsis est survenu dans le cadre d'une chirurgie de reprise chez un patient avec un antécédent d'hémi-arthroplastie à type de resurfaçage. Après traitement chirurgical et antibiothérapie adaptée, l'évolution a été favorable.

Ainsi, le taux de complications globales est évalué à 8% (n=4). Une reprise chirurgicale a été réalisée dans 4% des cas, soit 2 patients. Un sepsis est survenu dans 2 % des cas (n=1).

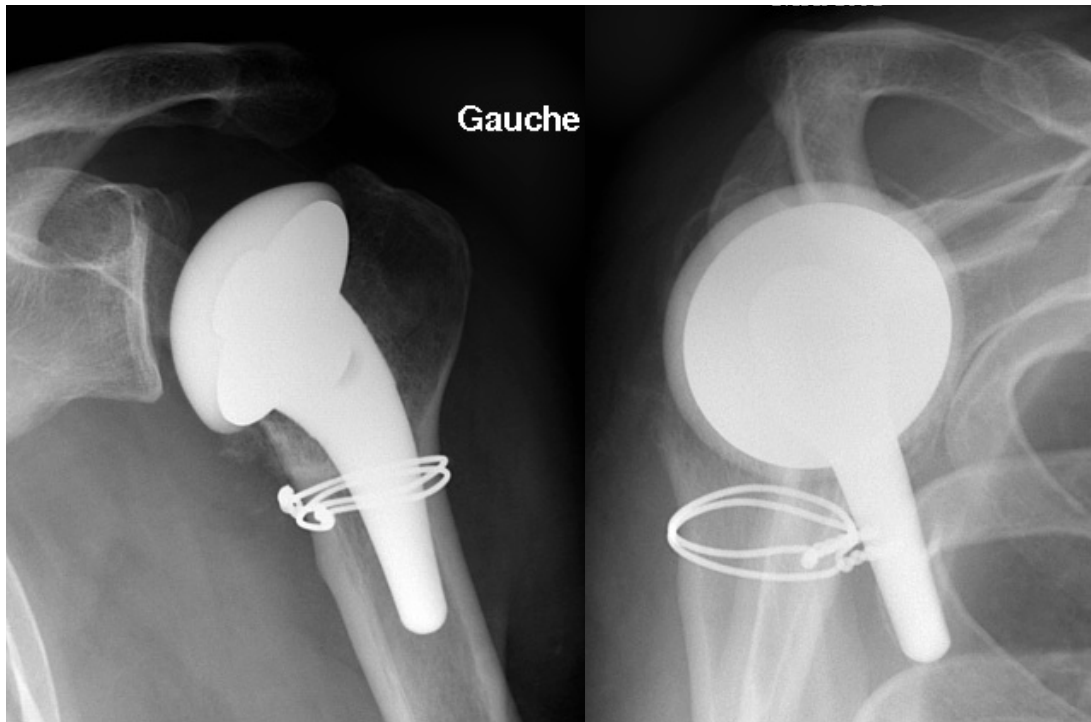


Fig. 33 : Radiographies post-opératoires de face et de profil avec fausse route diaphysaire

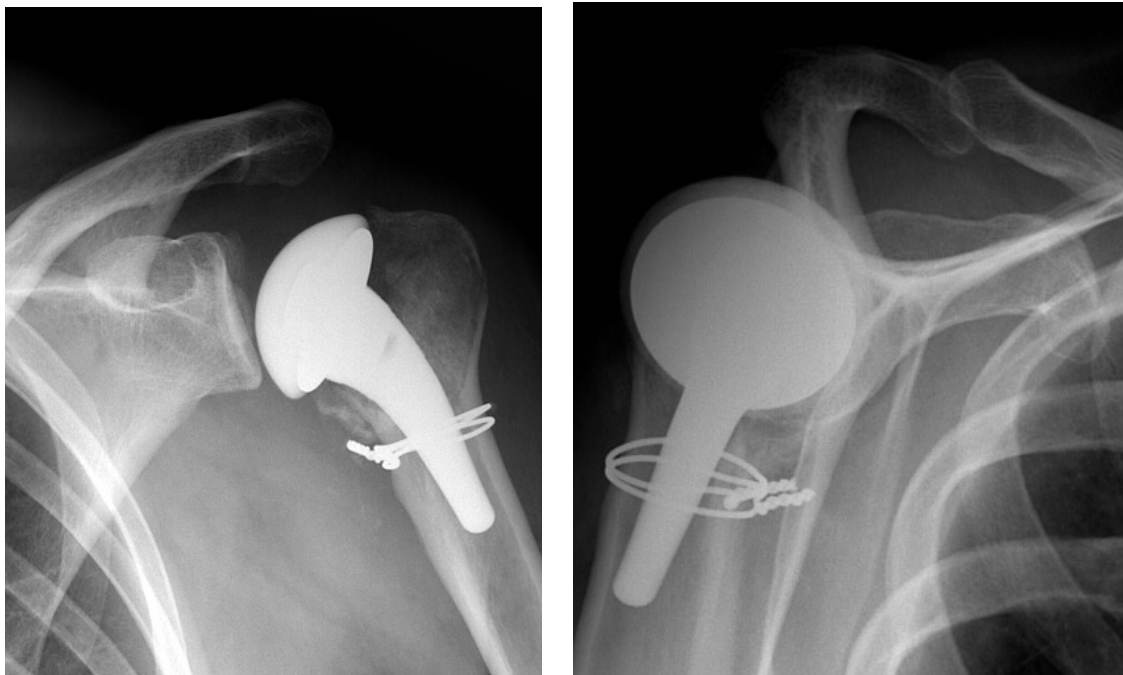


Fig. 34 : Radiographies post-opératoires de face et de profil après reprise à J+12

b. Prothèses Inversées

Un implant a été cimenté suite à une fracture métaphysaire peropératoire, survenue également lors de l'impaction de la tige définitive, et a donc été exclu de l'analyse.

Aucune autre complication peropératoire n'est survenue.

En ce qui concerne les complications post-opératoires, il existait :

- 1 hématome chez un patient sous traitement anticoagulant curatif,
- 1 démontage précoce de la métaglène dans les suites d'un nouveau traumatisme,
- 1 descellement aseptique de la tige humérale survenu à 5 mois

Dans ces 3 cas, une reprise chirurgicale a été nécessaire.

Un hématome précoce a nécessité une évacuation chirurgicale au 4^{ème} jour post-opératoire ; l'évolution a été par la suite favorable.

Un patient a présenté un démontage avec migration de l'implant glénoïdien suite à une chute en post-opératoire. Cela a justifié une reprise unipolaire glénoïdienne au 6^{ème} jour de la première intervention. L'analyse radiographique a été réalisée à partir des données issues de la reprise chirurgicale.

Un cas de descellement aseptique est survenu à 5 mois. Une reprise unipolaire humérale par une tige courte Ascend Flex Wright® cimentée a été réalisée. A compter de la reprise, le patient a été exclu des analyses.

Aucun cas de luxation prothétique ou de fracture acromiale n'est à déplorer.

Ainsi, le taux de complications est évalué à 9% (n=3) avec un taux de reprise chirurgicale similaire (9% des cas soit 3 patients). Aucun sepsis n'a été rencontré.

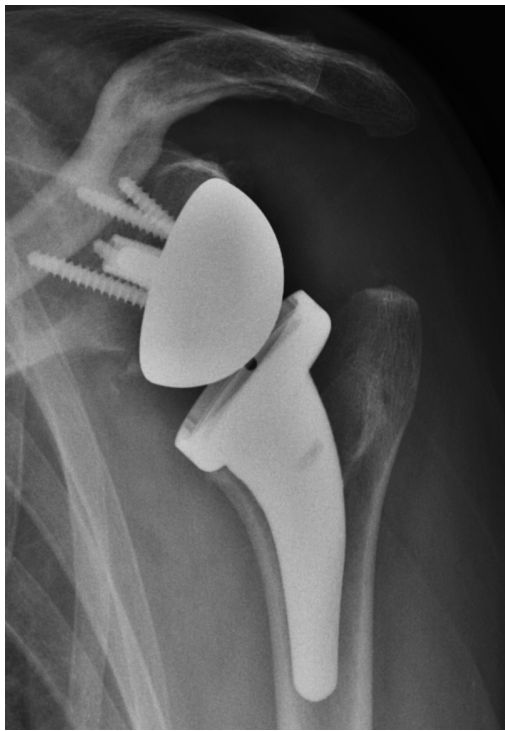


Fig. 35 : Radiographies de face en post-opératoire et à 5 mois avec migration de la tige et descellement aseptique

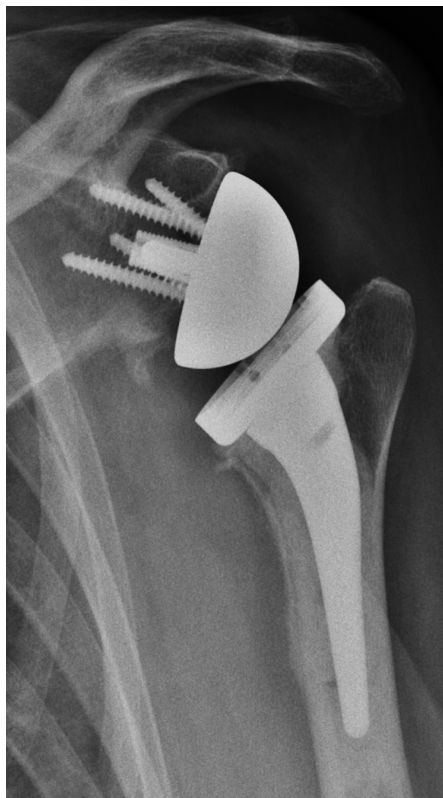


Fig. 36 : Radiographie de face après reprise unipolaire par tige Ascend Flex Wright® cimentée

5. Analyses spécifiques

a. Bio – RSA

▪ Évaluation clinique

La série comprenait 6 prothèses totales inversées avec autogreffe osseuse glénoïdienne type BIO-RSA.⁶ Il s'agissait de 6 femmes âgées de 75 ans en moyenne lors de l'intervention. Le BMI moyen était de 27 ; et le côté dominant était atteint dans 83% des cas (n=5). Le recul moyen était de 30 mois.

Au dernier recul, l'ensemble des paramètres d'évaluation clinique étaient améliorés de façon significative. ($p < 0,05$).

N = 6	Évaluation pré -opératoire	Évaluation au dernier recul	p=
SSV (%)	25	82	<0,001
Constant (points)	30	65	<0,001
EAA (°)	95	133	0,04
RE ₁ (°)	5	28	0,02
RI ₁ (niveau)	L3	L1	0,02

Tableau 17. Évaluation clinique comparative préopératoire et au dernier recul des prothèses inversées avec BIO-RSA

- Évaluation radiographique

Au dernier recul, l'analyse radiographique n'a retrouvé aucun liseré péri-prothétique sur le versant huméral. Toutefois il existait 2 encoches du pilier de l'omoplate, de grade 1 dans chaque cas. Aucun liseré autour des vis glénoïdiennes n'était présent, en revanche, un cas de lyse partielle de la greffe était retrouvé.

Un amincissement cortical était noté dans 4 cas, une ostéo-condensation dans 3 cas. L'ostéolyse du calcar était présente sur 3 tiges et une ostéolyse des tubérosités chez un seul patient.

b. Analyse comparative BIO-RSA versus PTE inversées standards

- Évaluation clinique

Les deux groupes étaient comparables à l'exception du sexe et de la consommation tabagique. Les patients du groupe BIO-RSA étaient exclusivement des femmes et aucune d'entre elles ne fumaient.

	PTE inversées BIO-RSA N = 6	PTE inversées Non latéralisées N = 27	p=
Sexe ratio	0	0,37	<0,001
Age	75	71	>0,05
BMI	27	27	>0,05
Tabac	0 %	18 %	0,02
Coté dominant atteint	86 %	74 %	>0,05
Recul (mois)	30	31	>0,05

Tableau 18. Caractéristiques des prothèses inversées BIO-RSA et non latéralisées

L'évaluation clinique préopératoire et post-opératoire ne retrouvait pas de différence significative entre les 2 groupes.

Évaluation préopératoire	PTE inversées Bio-RSA N =6	PTE inversées Non latéralisées N = 27	p=
SSV (%)	25	25	>0,05
Constant (points)	30	27	>0,05
EAA (°)	95	76	>0,05
RE ₁ (°)	5	7	>0,05
RI ₁ (niveau)	L3	L4	>0,05

Tableau 19. Évaluation clinique comparative préopératoire des prothèses inversées BIO-RSA et non latéralisées

Évaluation Au dernier recul	PTE inversées Bio-RSA N =6	PTE inversées Non latéralisées N = 23	p=
SSV (%)	82	85	>0,05
Constant (points)	65	71	>0,05
EAA (°)	133	141	>0,05
RE ₁ (°)	28	24	>0,05
RI ₁ (niveau)	L1	T12	>0,05

Tableau 20. Évaluation clinique comparative au dernier recul des prothèses inversées BIO-RSA et non latéralisées

- Évaluation radiographique préopératoire

Les 2 groupes étaient similaires quant au type de glène, à la trophicité et à la dégénérescence graisseuse ($p>0,05$).

Le groupe BIO-RSA présentait un taux de lésion associée de la coiffe des rotateurs significativement supérieur ($p=0,04$).

En revanche, aucune différence significative n'était constatée concernant l'espace sous-acromial et le bras de levier trochitérien.

Classification de Walch	PTE inversées BIO-RSA N = 6	PTE inversées Non latéralisées N = 27
Glènes A1	50% - n = 3	56% - n = 15
Glènes A2	33% - n = 2	19% - n = 5
Glènes B1	17% - n = 1	19% - n = 5
Glènes B2	0	4% - n = 1
Glènes C	0	4% - n = 1

Tableau 21. Analyse comparative de l'usure glénoïdienne dans le plan axial des prothèses inversées BIO-RSA et non latéralisées

Classification de Favard	PTE inversées BIO-RSA N = 6	PTE inversées Non latéralisées N = 27
E0	0	11% - n = 3
E1	83% - n = 5	81% - n = 22
E2	17% - n = 1	4% - n = 1
E3	0	4% - n = 1
E4	0	0

Tableau 22. Analyse comparative de l'usure glénoïdienne dans le plan sagittal des prothèses inversées BIO-RSA et non latéralisées

	PTE inversées BIO-RSA N = 6	PTE inversées Non latéralisées N = 27	p=
ESA (mm)	4 (2-8 ±3)	8 (2-24 ±6)	>0,05
BLT (mm)	7 (0 – 10 ± 6)	8 (-7 – 27 ± 9)	>0,05
Rupture de la coiffe	100% - n = 6	79 % - n = 23	0,04
IDG	2 (2-3 ± 0,4)	2 (1-3 ± 0,7)	>0,05
Amyotrophie	Stade 2	Stade 2	>0,05

Tableau 23. Analyse comparative radiographique préopératoire des prothèses inversées BIO-RSA et non latéralisées

▪ Évaluation radiographique post-opératoire

Il n'existait aucune différence significative entre les deux groupes, en post-opératoire et au dernier recul, en ce qui concerne la mesure de l'espace sous-acromial et du bras de levier trochantérien.

	PTE inversées BIO-RSA N = 6	PTE inversées Non latéralisées N = 23	p=
ESA post -op (mm)	26 (22-35 +-6)	31 (19 – 40 +-5)	>0,05
BLT post -op (mm)	12 (6 – 17 +-5)	10 (-4 – 25 +-7)	>0,05
ESA dernier recul (mm)	29 (22– 36 +-7)	31 (19 – 38 +-6)	>0,05
BLT dernier recul (mm)	11 (6 – 16 +-5)	6 (-2 – 17 +-6)	>0,05

Tableau 24. Analyse comparative radiographique préopératoire et post-opératoire des prothèses inversées BIO-RSA et non latéralisées

Il en est de même pour la présence de modifications radiographiques au dernier recul : aucune différence significative n'était constatée entre les 2 groupes.

Évaluation au dernier recul	PTE inversées Bio-RSA N = 6	PTE inversées Non latéralisées N = 23	p=
RLL	0	35 % - n= 8	>0,05
Amincissement cortical	66 % n = 4	39 % - n = 9	>0,05
Ostéo-condensation	50 % n = 3	48 % - n = 11	>0,05
Ostéolyse calcar	50 % n = 3	26 % - n = 6	>0,05
Ostéolyse tubérosité	17 % n = 1	17 % - n = 4	>0,05
Encoche du pilier de la scapula	33 % n = 2	35 % n = 8	>0,05

Tableau 25. Analyse comparative des modifications radiographiques au dernier recul des prothèses inversées BIO-RSA et non latéralisées

c. Prothèses totales inversées et tiges anatomiques

▪ Évaluation clinique

Les 2 groupes étaient similaires en préopératoire en dehors de l'âge lors de la chirurgie. En effet, le groupe « prothèses totales inversées » présentait un âge moyen plus avancé, soit 72 ans, alors que l'âge moyen lors de l'implantation d'une tige anatomique était de 64 ans dans notre série.

	Prothèses inversées	Prothèses anatomiques	p=
N =	33	51	
Sex ratio	70% femmes – 30 % hommes	45% hommes – 55 % femmes	>0,05
Côté dominant atteint	76%	61 %	>0,05
Age	72 ans	64 ans	<0,001
Tabac	15%	16%	>0,05
BMI	27	27	>0,05

Tableau 26. Caractéristiques des populations des prothèses anatomiques et inversées

L'évaluation préopératoire retrouvait un SSV et un score de Constant supérieur dans le groupe anatomique. L'élévation antérieure active était également plus importante. En revanche, il n'existait pas de différence significative concernant les rotations internes et externes.

Évaluation préopératoire	Prothèses inversées	Prothèses anatomiques	p =
N =	33	51	
SSV (%)	25	34	0,008
Constant (points)	28	35	0,003
EAA (°)	80	107	<0,001
RE ₁ (°)	7	14	>0,05
RI ₁ (niveau)	L4	L5	>0,05

Tableau 27. Évaluation clinique comparative préopératoire des prothèses anatomiques et inversées

Inversement, l'évaluation clinique au dernier recul retrouvait une différence significative uniquement sur les amplitudes articulaires actives en rotation interne et externe. Le SSV, le score de Constant et l'élévation antérieure active ne présentaient pas de différence statistiquement significative entre les deux groupes.

Évaluation au dernier recul	Prothèses inversées	Prothèses anatomiques	p=
Recul (mois)	31	31	>0,05
SSV (%)	84	82	>0,05
Constant (points)	70	69	>0,05
EAA (°)	140	136	>0,05
RE1 (°)	29	38	0,002
RI1 (niveau)	T12	L2	0,04

Tableau 28. Évaluation clinique comparative au dernier recul des prothèses anatomiques et inversées

- Évaluation radiographique

L'évaluation préopératoire a retrouvé une rupture de la coiffe des rotateurs plus fréquemment associée dans le groupe des prothèses inversées. La dégénérescence graisseuse et l'amyotrophie étaient également plus importantes dans ce groupe.

En revanche, il n'existait pas de différence significative concernant le type de glène dans le plan frontal et axial selon les classifications de Favard et Walch.

L'espace sous-acromial et le bras de levier trochantérien étaient également comparables en préopératoire.

	Prothèses Anatomiques N = 51	PTE inversées N = 33	p=
ESA (mm)	8,4 (6-12 ±1,4)	7 (2-24 ± 6)	>0,05
BLT (mm)	9,7 (-6 – 24 ±8)	8 (-7 – 27 ± 8)	>0,05
Rupture de la coiffe	12% - n = 6	88 % - n = 29	<0,001
IDG	1,4 (1-4 ± 0,6)	2,3 (1-3 ± 0,6)	<0,001
Amyotrophie	Stade 1	Stade 2	0,009

Tableau 29. Analyse radiographique préopératoire comparative des prothèses anatomiques et inversées

Évaluation dans le plan axial	Prothèses Anatomiques N = 51	PTE Inversées N = 33
Glènes A1	35% - n = 18	55% - n = 18
Glènes A2	35% - n =18	21% - n = 7
Glènes B1	24% - n = 12	18% - n = 6
Glènes B2	4% - n = 2	3% - n = 1
Glènes C	2% - n = 1	3% - n = 1

Tableau 30. Analyse radiographique comparative de l'usure glénoïdienne dans le plan axial des prothèses anatomiques et inversées

Évaluation dans le plan frontal	Prothèses Anatomiques N = 51	PTE Inversées N = 33
E0	2% - n = 1	9% - n = 3
E1	96% - n = 49	81% - n = 27
E2	2% - n = 1	6% - n = 2
E3	0	3% - n = 1
E4	0	0

Tableau 31. Analyse radiographique comparative de l'usure glénoïdienne dans le plan sagittal des prothèses anatomiques et inversées

L'analyse radiographique ne retrouvait pas de différence significative concernant la présence de modifications radiographiques au dernier recul entre les 2 groupes.

Le groupe « prothèses inversées » présentait un espace sous-acromial plus important et un bras de levier trochantérien inférieur comparativement au groupe « prothèses anatomiques ». Ceci s'explique aisément du fait de l'abaissement et de la médialisation liés aux caractéristiques intrinsèques d'une prothèse inversée.

Évaluation au dernier recul	Tiges Anatomiques N = 49	PTE inversées N = 29	p=
RLL	20% - n= 10	10% - n= 3	>0,05
Amincissement cortical	47% - n = 23	45 % - n = 13	>0,05
Ostéo-condensation	51 % - n = 25	48 % - n = 14	>0,05
Ostéolyse calcar	12% - n = 6	31 % - n = 9	>0,05
Ostéolyse tubérosité	10% - n = 5	17 % - n = 5	>0,05

Tableau 32. Analyse comparative des modifications radiographiques au dernier recul des prothèses anatomiques et inversées

	Prothèses Anatomiques N = 49	PTE Inversées N = 29	p=
ESA post-opératoire (mm)	10 (7-16 +-3)	30 (19 – 40 +-6)	<0,001
BLT post-opératoire (mm)	12 (-3 – 30 +-8)	10 (-4 – 25 +-6)	>0,05
ESA dernier recul (mm)	9 (4 – 12 +-2)	30 (19 – 38 +-6)	<0,001
BLT dernier recul (mm)	11 (-11 – 21 +-7)	7 (-2 – 17 +-6)	0,02

Tableau 33. Analyse radiographique comparative post-opératoire et au dernier recul des prothèses anatomiques et inversées

d. Prothèses totales anatomiques et hémi-arthroplasties

▪ évaluation clinique

Dans le groupe « prothèses totales anatomiques », les patients étaient plus âgés lors de la chirurgie et présentaient un BMI significativement supérieur. Il n'existait pas d'autre différence significative entre les deux groupes en préopératoire.

	PTE Anatomique N =34	Hémi-arthroplastie N = 17	p=
Sexe ratio	0,45	0,47	>0,05
Age	68	57	0,006
BMI	28	24	0,001
Tabac	16 %	24 %	>0,05
Coté dominant atteint	61%	71 %	>0,05

Tableau 34. Caractéristiques des populations des PTE anatomiques et hémi-arthroplasties

�valuation préopératoire	PTE anatomique N = 34	Hémi-arthroplastie N = 17	p=
SSV (%)	34	34	>0,05
Constant (points)	36	40	>0,05
EAA (�)	106	110	>0,05
RE ₁ (�)	14	13	>0,05
RI ₁ (niveau)	L3	L5	>0,05

Tableau 35.  valuation clinique préopératoire comparative des prothèses totales anatomiques et hémi-arthroplasties

Au dernier recul, le SSV était significativement supérieur dans le groupe « prothèses totales anatomiques » par rapport au groupe « héli-arthroplasties ». La rotation externe coude au corps était également plus importante dans le groupe « prothèses totales anatomiques ». Toutefois, les différences observées sur le score de Constant, l'EAA et la rotation interne n'étaient pas significatives.

Évaluation au dernier recul	PTE anatomiques N = 33	Héli-arthroplasties N = 16	p=
Recul (mois)	31	31	>0,05
SSV (%)	86	74	0,006
Constant (points)	71	65	>0,05
EAA (°)	137	130	>0,05
RE₁ (°)	43	28	0,02
RI ₁ (niveau)	L1	L2	>0,05

Tableau 36. Évaluation clinique comparative au dernier recul des prothèses totales anatomiques et héli-arthroplasties

- Évaluation radiographique préopératoire

L'analyse préopératoire n'a pas permis de mettre en évidence une différence significative entre les deux groupes. Le groupe « prothèses totales anatomiques » et le groupe « héli-arthroplasties » étaient notamment comparables en termes d'usure glénoïdienne dans le plan frontal et axial ; et dans l'évaluation de la coiffe des rotateurs (lésion, trophicité, dégénérescence graisseuse).

	PTE Anatomiques N =34	Hémi-arthroplastie N = 17	p=
ESA (mm)	8,6 (6 -12 $\pm$ 1,7)	8,2 (7-10 $\pm$ 1)	>0,05
BLT (mm)	10 (-4 – 24 $\pm$ 7,4)	8,5 (-6 – 24 $\pm$ 9)	>0,05
Rupture de la coiffe	9% - n = 3	18% - n = 3	>0,05
IDG	1,3 (1-2,3 $\pm$ 0,4)	1,5 (1-3,3 $\pm$ 0,9)	>0,05
Amyotrophie	Stade 1	Stade 1	>0,05

Tableau 37. Analyse radiographique comparative préopératoire des prothèses totales anatomiques et hémi-arthroplasties

Évaluation dans le plan axial	PTE Anatomiques N = 34	Hémi-arthroplasties N =17
Glènes A1	8	10
Glènes A2	15	2
Glènes B1	9	3
Glènes B2	1	1
Glènes C	0	1

Tableau 38. Analyse radiographique comparative de l'usure glénoïdienne dans le plan axial des prothèses totales anatomiques et hémi-arthroplasties

Évaluation dans le plan frontal	PTE Anatomiques N = 34	Hémi-arthroplasties N =17
E0	0	1
E1	34	16

Tableau 39. Analyse radiographique comparative de l'usure glénoïdienne dans le plan sagittal des prothèses totales anatomiques et hémi-arthroplasties

- Évaluation radiographique post-opératoire

L'analyse radiographique au dernier recul a permis de retrouver des liserés radio-transparents péri-prothétiques de façon plus fréquente dans le groupe « hémiarthroplasties » ($p = 0,04$).

Par ailleurs, les modifications radiographiques observées étaient comparables entre les deux groupes ($p > 0,05$).

Évaluation au dernier recul	PTE Anatomiques N = 33	Hémi-arthroplasties N = 16	p=
Liserés radio-transparents	12% - n= 4	38% - n= 6	=0,04
Amincissement cortical	45% - n = 15	50% - n = 8	>0,05
Ostéo-condensation	45% - n = 15	62,5% - n = 10	>0,05
Ostéolyse calcar	15% - n = 5	6% - n = 1	>0,05
Ostéolyse tubérosité	9% - n = 3	12,5 % - n = 2	>0,05

Tableau 40. Analyse comparative des modifications radiographiques au dernier recul des prothèses totales anatomiques et hémiarthroplasties

	PTE Anatomiques N = 33	Hémi-arthroplastie N = 16	p=
ESA post -op (mm)	10 (7 – 16 ± 2,5)	10 (7 – 20 ± 3)	>0,05
BLT post -op (mm)	14 (-3 – 24 ± 8)	9 (0 - 20 ± 8)	>0,05
ESA dernier recul (mm)	9 (6 – 12 ± 2)	10 (4-12 ± 2)	>0,05
BLT dernier recul (mm)	11 (-11 – 20 ± 7)	10 (0-19 ± 5)	>0,05

Tableau 41. Analyse radiographique comparative au dernier recul des prothèses totales anatomiques et hémiarthroplasties

e. Hémi-artroplastie pyrocarbène® et hémi-artroplasties Chrome-Cobalt

▪ Évaluation clinique

La série comprenait 8 hémi-artroplasties à tête Chrome-Cobalt et 9 hémi-artroplasties à tête pyrocarbène®.

Les 2 groupes étaient comparables en dehors de l'âge : les patients du groupe pyrocarbène® étaient significativement plus jeunes.

	Hémi-artroplasties Pyrocarbène® N = 9	Hémi-artroplasties Chrome-cobalt N = 8	p=
Sexe ratio	0,33	0,75	>0,05
Age	52	64	= 0,04
BMI	23	25	>0,05
Tabac	22 %	12,5 %	>0,05
Coté dominant atteint	67%	75 %	>0,05

Tableau 42. Caractéristiques des populations d'hémi-artroplasties pyrocarbène® et chrome-cobalt

Évaluation préopératoire	Hémi-artroplasties Pyrocarbène N = 9	Hémi-artroplasties Chrome-cobalt N = 8	p=
SSV (%)	36	34	>0,05
Constant (points)	32	40	>0,05
EAA (°)	110	110	>0,05
RE ₁ (°)	15	13	>0,05
RI ₁ (niveau)	L3	L5	>0,05

Tableau 43. Évaluation clinique comparative préopératoire des hémi-artroplasties pyrocarbène® et chrome-cobalt

Évaluation au dernier recul	Hémi-arthroplasties Pyrocarbone® N = 9	Hémi-arthroplasties Chrome-cobalt N = 8	p=
Recul (mois)	26	36	0,004
SSV (%)	73	76	>0,05
Constant (points)	64	66	>0,05
EAA (°)	128	133	>0,05
RE ₁ (°)	35	17	>0,05
RI ₁ (niveau)	L2	L3	>0,05

Tableau 44. Évaluation clinique comparative au dernier recul des hémi-arthroplasties pyrocarbone® et chrome-cobalt

▪ Évaluation radiographique préopératoire

La profondeur de glène était significativement inférieure dans le groupe « pyrocarbone® ».

Pour les paramètres restants, les analyses comparatives ne retrouvaient pas de différence entre les 2 groupes.

L'évaluation de la glène dans le plan axial et dans le plan frontal selon les classifications de Walch et Favard ne retrouvaient pas de différence significative entre les 2 groupes (p>0,05).

Évaluation préopératoire	Hémi-arthroplasties Pyrocarbone® N = 9	Hémi-arthroplasties Chrome-cobalt N = 8	p=
Lésion de la coiffe	0	3	>0,05
IDG	1,1	2	>0,05
Amyotrophie	Stade 1	Stade 1	0, 01
BLT (mm)	9,8	7,4	>0,05
ESA (mm)	8,7	7,8	>0,05
PG (mm)	4,8	8	0,03

Tableau 45. Analyse radiographique comparative préopératoire des hémi-arthroplasties pyrocarbone® et chrome-cobalt

Évaluation dans le plan axial	Hémi-arthroplasties Pyrocarbone® N = 9	Hémi-arthroplasties Chrome-Cobalt N = 8
Glènes A1	4	6
Glènes A2	1	0
Glènes B1	1	2
Glènes B2	0	1
Glènes C	1	0

Tableau 46. Analyse radiographique comparative de l'usure glénoïdienne dans le plan axial des hémi-arthroplasties pyrocarbone® et chrome-cobalt

Évaluation dans le plan frontal	Hémi-arthroplasties Pyrocarbone® N = 9	Hémi-arthroplasties Chrome-Cobalt N = 8
E0	1	0
E1	8	7
E2	0	1
E3	0	0
E4	0	0

Tableau 47. Analyse radiographique comparative de l'usure glénoïdienne dans le plan frontal des hémi-arthroplasties pyrocarbone® et chrome-cobalt

▪ Évaluation radiologique post-opératoire

En post-opératoire immédiat et au dernier recul, il existait une profondeur de glène significativement plus importante dans le groupe Chrome-Cobalt. Cette différence était déjà notable en préopératoire.

L'analyse au dernier recul retrouvait un taux similaire de modifications radiographiques à l'exception des liserés radio-transparents, plus fréquents dans le groupe « pyrocarbone® ». Toutefois, cette différence n'était pas significative ($p > 0,05$).

	Hémi-arthroplasties Pyrocarbone® N = 9	Hémi-arthroplasties Chrome-cobalt N = 8	p=
PG post -op (mm)	4,9	7,3	0,01
ESA post -op (mm)	11,5	9,3	>0,05
BLT post -op (mm)	12,7	5,8	>0,05
PG dernier recul (mm)	4,9	8,7	0,006
ESA dernier recul (mm)	8,8	7,8	>0,05
BLT dernier recul (mm)	9,9	11,1	>0,05

Tableau 48. Analyse radiographique comparative post-opératoire et au dernier recul des hémi-arthroplasties pyrocarbone® et chrome-cobalt

Évaluation au dernier recul	Hémi-arthroplasties Pyrocarbone® N = 9	Hémi-arthroplasties Chrome-Cobalt N = 8	p=
Liserés radio-transparents	4	2	>0,05
Amincissement cortical	4	4	>0,05
Ostéo-condensation	5	5	>0,05
Ostéolyse calcar	1	0	>0,05
Ostéolyse tubérosité	1	1	>0,05

Tableau 49. Analyse comparative des modifications radiographiques au dernier recul des hémi-arthroplasties pyrocarbone® et chrome-cobalt

f. Reprise de resurfaçage

Au sein de notre série, il existait 9 reprise d'hémi-arthroplasties à type de resurfaçage. Dans 6 cas, une prothèse anatomique a été réalisée (5 PTE et 1 hémi-arthroplastie) ; dans 3 cas, une prothèse totale inversée.

Les résultats radio-cliniques sont détaillés dans les tableaux ci-contre.

La reprise de prothèse d'épaule ne constitue pas un facteur associé à un moins bon résultat fonctionnel ($p>0,05$). En ce qui concerne l'analyse radiographique, la chirurgie de reprise était significativement corrélée à l'ostéolyse du calcar. Les autres paramètres radiographiques n'étaient pas corrélés à la reprise chirurgicale.

N = 9	Prothèses Anatomiques N = 6	PTE inversées N = 3
Sexe	50 % femmes – 50% hommes	100 % femmes
Age lors de la chirurgie	61	70
BMI	27	27
Recul (mois)	33	24
Reprise chirurgicale	1 (sepsis)	0

Tableau 50. Caractéristiques des populations des prothèses anatomiques et inversées après reprise de resurfaçage

Évaluation préopératoire	Prothèses Anatomiques N = 6	PTE inversées N = 3
SSV (%)	39	47
Constant (points)	37	44
EAA (°)	115	133
RE ₁ (°)	18	33
RI ₁ (niveau)	L5	L4

Tableau 51. Évaluation clinique comparative préopératoire des prothèses anatomiques et inversées après reprise de resurfaçage

Évaluation au dernier Recul	Prothèses Anatomiques N = 6	PTE inversées N = 3
SSV	83	87
Constant	70	67
EAA	132	137
RE ₁	42	50
RI ₁	L2	L5

Tableau 52. Évaluation clinique comparative au dernier recul des prothèses anatomiques et inversées après reprise de resurfaçage

Évaluation au dernier Recul	Prothèses Anatomiques N = 6	PTE inversées N = 3
RLL	17 % - n = 1	33 % - n = 1
Amincissement	67 % - n = 4	33 % - n = 1
Ostéo-condensation	67 % - n = 4	33 % - n = 1
Ostéolyse calcar	33 % - n = 2	67 % - n = 2
Ostéolyse tubérosité	0	0

Tableau 53. Analyse comparative des modifications radiographiques au dernier recul des prothèses anatomiques et inversées après reprise de resurfaçage

g. Analyse glénoïdienne

▪ Prothèses totales Anatomiques

L'évaluation des glènes à plots a retrouvé la présence de liseré radio-transparents dans 5 cas soit 15%. Les liserés étaient répartis en zone 3 (n=5) et en zone 4 (n=1).

Le score RLL moyen était de 0,3 au dernier recul (0-3). Ainsi, aucune glène ne présentait de descellement radiographique.

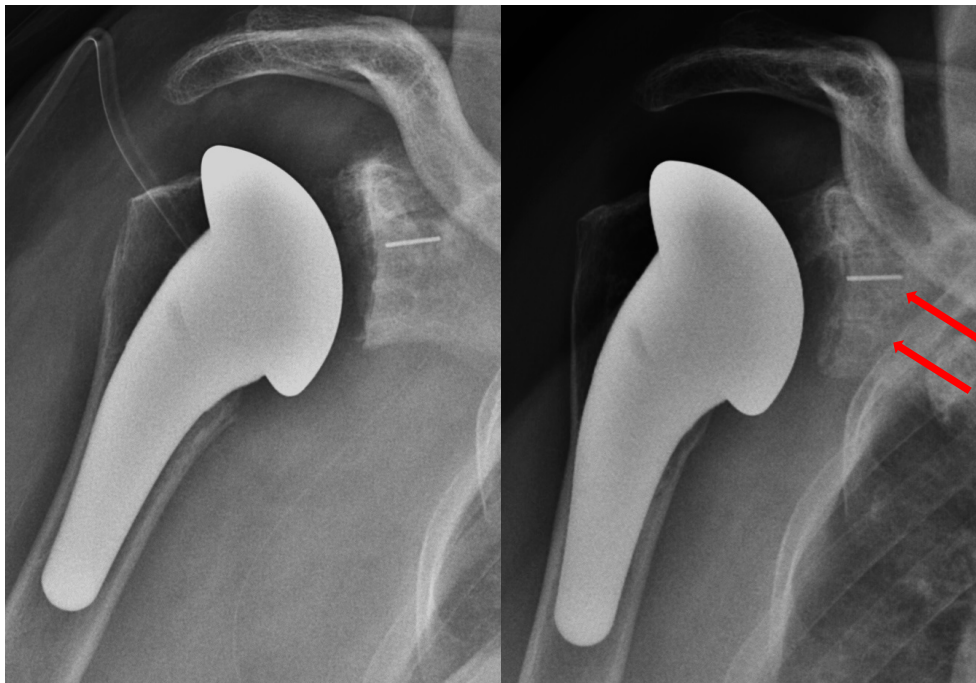


Fig. 37 : Radiographies de face post-opératoire et à 2 ans de recul avec RLL glénoïdien en zone 3 et 4.

▪ Hémi-arthroplasties

Il n'existait aucun argument clinique ou radiographique en faveur d'une glénoïdite au dernier recul.

La profondeur de glène était évaluée en préopératoire à 6,5mm ($2-15 \pm 3$), 6mm ($3-11 \pm 2$) en post-opératoire, et 7mm ($3-13 \pm 3$) au dernier recul. Il n'existait aucune différence significative entre la valeur préopératoire, post-opératoire, et au dernier recul ($p>0,05$).

- Prothèses totales inversées

Au dernier recul, il existait une encoche du pilier de la scapula dans 34% des cas (n=10). Il s'agissait de 9 encoches de grade 1, et 1 encoche de grade 2 selon la classification de Sirveaux.³⁸

Il n'existait pas de liserés autour du plot ou des vis.

A noter, une lyse partielle de la partie supérieure d'une greffe type BIO-RSA.

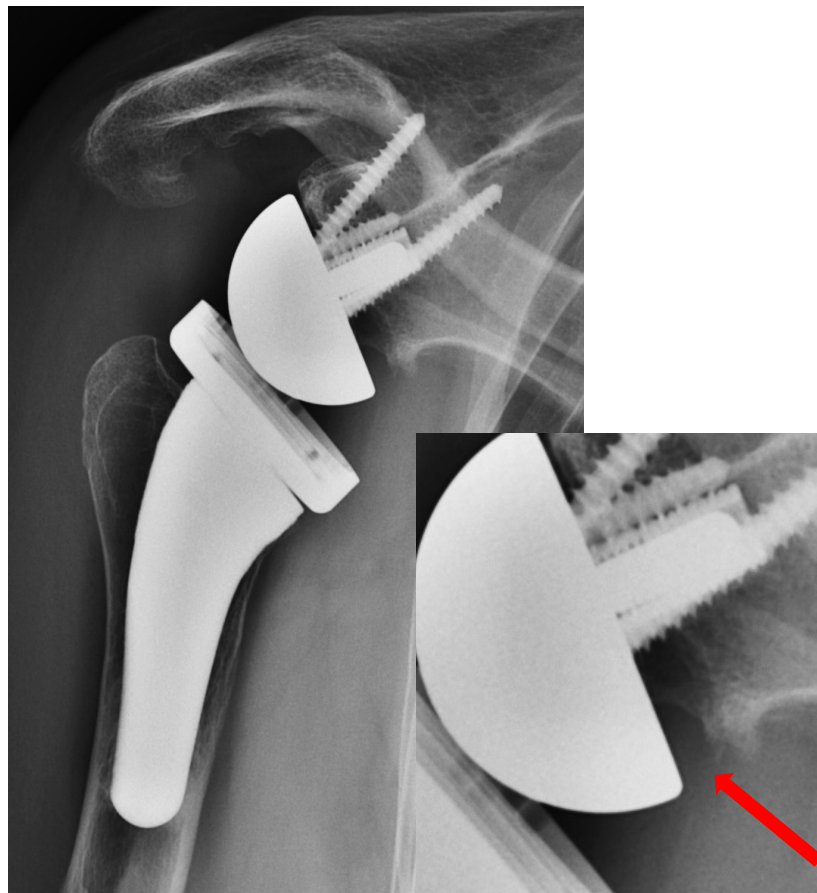


Fig. 38 : Radiographies de face à 4 ans de recul avec encoche du pilier de la scapula de grade 1.

IV. DISCUSSION

L'analyse radiographique a identifié un liseré radio-transparent autour de la tige humérale dans 17% des cas. Un amincissement cortical était présent dans 46% des cas, majoritairement à la partie médiale et proximale. A l'inverse, les lignes ostéo-condensantes et « spot welds » étaient localisés à la partie distale de la tige. L'ostéolyse du calcar était présente dans 19% des cas et l'ostéolyse des tubérosités dans 13% des cas. Au total, à deux ans de recul minimum, le remodelage radiographique était considéré comme minime ou modérée dans la moitié des cas. L'amincissement cortical était corrélé au remplissage du fût huméral en zone diaphysaire et métaphysaire, et par conséquent à la taille de la tige comparativement à celle du fût. Ces résultats confirment donc notre hypothèse principale. De la même manière, le sexe féminin était significativement associé à un taux d'amincissement cortical plus fréquent. Il n'existait pas de corrélation significative entre une qualité osseuse moindre selon Tingart³⁹ et la présence de modifications radiographiques au dernier recul. En revanche, la qualité osseuse était inversement corrélée à la présence de RLL dans le groupe « prothèses totales inversées » uniquement ($p = 0,04$; $p : -0.4$).

L'ostéolyse proximale rencontrée dans les arthroplasties d'épaule, a largement été décrite dans la littérature comme une conséquence du « stress-shielding »^{9,14,18,19,41}. Nagels et al.¹⁷ ont rapporté un taux de « stress shielding » allant jusqu'à 9% à 5 ans de recul, principalement chez les patients atteints de polyarthrite rhumatoïde. Dans une étude à long terme de Verborgt et al., le stress-shielding est constaté dans seulement 5% des cas, ce qui peut s'expliquer par le fait qu'il s'agissait principalement de patients jeunes (57 ans en moyenne) sans ostéoporose majeure de l'humérus proximal, atteints d'une omarthrose primitive ou d'une ostéonécrose.⁴⁴

Notre série retrouvait des résultats cliniques satisfaisants et concordants avec la littérature à plus de 2 ans de recul, qu'il s'agisse de prothèses anatomiques ou inversées ; ce qui confirmait notre hypothèse secondaire. Le taux de complications était faible. Un seul cas de descellement précoce a été rapporté. Les autres complications n'étaient pas spécifiques à l'implant utilisé. Un seul sepsis a été rencontré et l'évolution a été favorable. Aucun cas d'instabilité n'est survenu.

Jost et al. ont été les premiers à rapporter les résultats d'une tige humérale courte dans les prothèses totales d'épaule. Cette étude a montré des résultats satisfaisants sur le plan clinique et fonctionnel à plus de deux ans de recul ; comparables à ceux retrouvés dans la littérature pour des composants huméraux de longueur conventionnelle.⁴⁵ Les auteurs concluaient que les tiges courtes constituaient une alternative fiable dans l'arthroplastie totale d'épaule. Dans une étude prospective, Van de Sande et al. ont conclu que la prothèse d'épaule à tige courte restait une alternative aux tiges standards, en particulier chez les patients atteints de polyarthrite rhumatoïde.⁴⁶ Bien que la majorité des patients de cette étude n'aient pas atteint 5 ans de recul, les auteurs n'ont observé aucun descellement, « stress-shielding » ou dégradation des résultats sur le plan clinique et fonctionnel à plus de 5 ans de recul (n = 17).

La revue de la littérature retrouvait plusieurs séries évaluant les résultats de la tige Ascend Flex Wright[®]. Casangrande et al.³⁰ publiaient en 2016 une série de 69 prothèses totales anatomiques Aequalis Ascend Flex Wright[®] sans traitement de surface dont les résultats à 2 ans retrouvaient 11% de descellement huméral et 12% de reprise chirurgicale. Un liseré radio-transparent était retrouvé dans 71% des cas. Par la suite, un traitement de surface a été adjoint à la partie proximale de la tige, par pulvérisation de titane, afin de favoriser l'ostéo-intégration et la stabilité de l'implant. Ultérieurement, Morwood et al.⁴⁸ ont comparé l'évolution radiographique de ces 2 versions de la tige Ascend Flex Wright[®] et ont montré que le traitement de surface permettait de diminuer le nombre d'implants à risque de descellement huméral. Entre les 2 groupes, les résultats cliniques à 2 ans étaient similaires. En revanche, le groupe sans traitement de surface présentait un taux significativement plus important de tiges à risque de descellement radiographique (20,6% contre 2,9%) et de liserés radio-transparents (44,1% contre 20,6%). Szerlip et al.⁴⁹ ont retrouvé des résultats comparables dans leur série évaluant 118 prothèses totales d'épaule à plus de 2ans de recul, avec un taux de 3% de descellement huméral précoce avant 1 an (3 tiges sur 88), dans le groupe sans traitement de surface.

Schnetzke et al.²⁹ ont proposé en 2016 une évaluation radiographique des tiges courtes en déterminant 5 zones autour de la tige humérale. L'analyse radiographique mentionnait la présence de lignes ostéo-condensantes, d'un amincissement cortical et de « spot welds ». Le

remodelage osseux était considéré comme faible lorsqu'il existait au plus 3 modifications radiographiques et comme important lorsqu'il existait au moins 4 modifications radiographiques. Les auteurs rapportaient ainsi un remodelage osseux élevé dans 52% des cas. Dans leur série, le caractère remplissant de la tige humérale comparativement à l'anatomie humérale, mesuré par les rapports « FR met » et « FR dia », était retrouvé comme un facteur favorisant l'apparition de modifications radiographiques sous-jacentes au remodelage osseux. De la même manière, dans notre série, il existait une corrélation significative entre les paramètres « FR met » et « FR dia », et la présence d'un amincissement cortical ou d'ostéo-condensation (« spot welds » et lignes ostéo-condensantes). L'importance du remodelage osseux était également corrélée au caractère remplissant de la tige en zone diaphysaire et en zone métaphysaire. Ceci pourrait être le témoin d'une part, d'une transmission limitée des contraintes en zone métaphysaire du fait d'une tige de grande taille se bloquant en zone diaphysaire, et d'autre part d'une fixation diaphysaire satisfaisante assurant ainsi une stabilité correcte.

Notre série était originale car elle évaluait la tige Ascend Flex Wright® avec traitement de surface proximal à la fois, au sein de prothèses inversées et de prothèses anatomiques. Schnetzke et al.³¹ ont publié une série comparable avec des effectifs inférieurs. Les résultats cliniques étaient similaires en ce qui concerne les prothèses anatomiques et les prothèses inversées. Sur le plan radiographique, Schnetzke et al. observaient également un amincissement cortical majoritairement en zone métaphysaire proximale (L1 et M1) et une ostéo-condensation principalement localisée à la partie diaphysaire distale (L2, US et M2). De la même manière, les modifications radiographiques étaient corrélées au remplissage métaphysaire et diaphysaire du fût huméral.

Dans la littérature, une autre tige courte a été étudiée : il s'agit de la tige Apex Arthrex®, quadrangulaire, non convertible, avec un col métaphysaire. Romeo et al.⁵⁰ rapportaient les résultats de leur série de 64 prothèses anatomiques à 2 ans de recul. Un liseré radio-transparent était retrouvé dans 39% des cas, et 9% des tiges étaient à risque de descellement sur le plan radiographique. L'ostéolyse du calcar était présente chez 75% des patients ; les lignes ostéo-condensantes dans 73% des cas. Aucun patient n'a nécessité de reprise chirurgicale. Dans notre série, des liserés péri-prothétiques étaient observés chez 20%

des tiges anatomiques, l'ostéolyse du calcar dans 12% des cas ; les lignes ostéo-condensantes dans 10%. Une autre série, plus récente, détaille les modifications radiographiques à 2 ans de recul, observées avec la tige courte Apex Arthrex®.⁴¹ Les auteurs constataient un amincissement cortical à la partie proximale de la tige : dans 18% des cas à la partie latérale et 50% des cas à la partie médiale. Dans notre série, il existait un amincissement cortical dans 20% des cas en zone M1 et 20% des cas en zone L1. De la même manière, lignes ostéo-condensantes et « spot welds » prédominaient à la partie distale de la tige. Ainsi, les modifications radiographiques observées et leurs localisations préférentielles, sont globalement similaires dans les différentes séries de tiges courtes indépendamment de leur dessin et caractéristiques intrinsèques. De plus, Romeo⁵⁰ et Denard⁴¹ retrouvaient également une corrélation, entre les modifications radiographiques, et le rapport entre la taille de la tige et le diamètre du fût huméral en zone diaphysaire et en zone métaphysaire. Ceci renforce l'hypothèse selon laquelle ces modifications sont la traduction du « stress-shielding » majoré lorsque le pic de contrainte est en zone diaphysaire.

En 2017, Denard et al.⁵¹ ont publié une série comparative entre la tige Apex Arthrex® et la tige Ascend Flex Wright®. A 2 ans de recul, les résultats cliniques et fonctionnels étaient similaires. Le groupe « Ascend Flex Wright® » présentait significativement plus de modifications radiographiques au dernier recul : un remodelage osseux important concernait 62% des tiges Ascend Flex Wright® et seulement 23% des tiges Apex Arthrex® ($p < 0,001$). Les auteurs concluaient ainsi à une meilleure transmission des contraintes et un « stress-shielding » limité avec la tige Apex Arthrex®, de par ses caractéristiques intrinsèques. L'étude ne permettait pas de déterminer si cela était lié à la présence d'un col métaphysaire ou d'une forme rectangulaire de la tige. Toutefois, en comparaison avec notre série de tiges anatomiques, cette différence ne semble pas majeure. En effet, Denard et al.⁵¹ rapportaient un amincissement cortical principalement en zone L1 et M1 respectivement dans 20% et 63% avec la tige quadrangulaire Apex Arthrex®, contre 20% des cas en zone L1 et M1 dans notre série. De la même manière, l'ostéolyse du calcar présente dans 12% dans notre étude, concernait 28,5% des tiges quadrangulaires dans la série de Denard.⁵¹ Enfin, notre série retrouvait une adaptation radiographique faible pour 92% des tiges et un remodelage osseux important dans 8%. Les différences observées avec la littérature s'expliquent probablement car l'étude de Denard et al.⁵¹ regroupait des tiges Ascend Flex Wright® avec et sans traitement

de surface en zone métaphysaire. Comme signalé précédemment par Morwood et al.⁴⁸, la présence de ce revêtement de surface était associée à une large diminution du « stress-shielding » en favorisant l'ostéo-intégration de l'implant en zone métaphysaire et donc la transmission des contraintes.

Il est important de souligner les différences entre ces deux implants. La tige Ascend Flex Wright® est courbe, ovale et ne présente pas de col à l'inverse de la tige Apex Arthrex® qui est rectangulaire, droite avec un col. Ces caractéristiques sont probablement à l'origine de variations dans la transmission des contraintes entre les deux tiges. Ceci explique vraisemblablement les différences observées lors de l'analyse radiographique. Il est possible qu'une tige sans col nécessite l'adjonction d'un traitement de surface proximal pour assurer une ostéo-intégration rapide et durable. Ceci explicite le fait que le stress-shielding ne soit pas uniquement lié à la taille de l'implant. Les caractéristiques intrinsèques de la tige jouent aussi un rôle dans la transmission des contraintes et la viabilité d'un implant. Ainsi, à l'heure actuelle, il n'existe pas d'argument suffisamment fort dans la littérature récente pour conclure à la supériorité d'un type de tige courte par rapport à une autre.

En 2014, Giuseffi et al.⁵² publiaient les résultats d'une série de 44 prothèses inversées non cimentées à tiges courtes (Biomet Comprehensive Reverse®). A 2 ans de recul, aucune tige n'a nécessité de reprise chirurgicale et le taux de complications était évalué à 7%. Schnetzke et al.³¹ ont rapporté des résultats similaires en 2017 dans leur série de 19 prothèses inversées à plus de 2 ans (tiges Ascend Flex Wright®) de recul. Un amincissement cortical était noté en zone L1 et M1 autour de 42 % des tiges (respectivement 20 et 17% dans notre étude). Inversement, notre série retrouvait un amincissement cortical en zone diaphysaire latérale (30%), qui était nettement moins important (11% des cas) dans l'étude de Schnetzke.³¹ Enfin, la répartition des « spot welds » à la partie distale de la tige était globalement similaire et concernait les zones M2 dans 26%, L2 dans 16% et US dans 5% des cas (respectivement 27%, 17% et 7% dans notre série). Par ailleurs, les auteurs soulignaient, là-encore, une corrélation significative entre les valeurs « FR met » et « FR dia » d'une part, et le niveau de remodelage osseux observé d'autre part (faible ou forte adaptation radiographique).

La série de 38 prothèses inversées à tiges courtes (Ascend Flex Wright®) de Merolla et al., comportait un liseré radio-transparent dans 10% des cas à plus de 2 ans de recul.⁵³ Il en était de même pour notre série. Néanmoins, l'amincissement cortical et l'encoche scapulaire étaient présents dans des proportions nettement inférieures, soit respectivement 26% et 5% ; comparativement à 45% et 30% dans notre propre série. De plus, Merolla et al.⁵³ ne constataient aucun « spot welds » quand il y en avait autour de 41% des prothèses inversées de notre série. La différence majeure résidait dans le taux de greffe glénoïdienne réalisée : 53% pour Merolla et al.⁵³ et 17% dans notre étude. Toutefois, cela semble insuffisant pour expliquer une telle différence en termes de modification radiographiques et, in fine, de « stress-shielding ». Dans une précédente étude,³¹ la comparaison entre prothèses totales anatomiques et prothèses totales inversées retrouvait de meilleurs résultats fonctionnels et un moindre taux de complications dans le groupe anatomique. Les modifications radiographiques n'ont cependant pas été comparées entre les deux groupes. Notre série ne mettait pas en évidence de différence dans l'évaluation clinique et fonctionnelle entre les deux groupes (EAA, constant, SSV) en dehors des rotations, significativement supérieures dans le groupe anatomique ($p < 0,05$). L'analyse radiographique n'a pas non plus permis d'observer de différence significative entre les 2 groupes. Néanmoins, on note une tendance à une ostéolyse du calcar, plus fréquente dans le groupe inversée (31%) comparativement au groupe anatomique (24%). Inversement, il existait 20% de liserés radio-transparents autour des prothèses totales anatomiques et seulement la moitié pour les prothèses totales inversées ($p > 0,05$).

En ce qui concerne les complications, Casagrande et al.³⁰ retrouvaient un taux de révision de 12% avant 2 ans, dans leur série de tige courte Ascend Flex Wright®, sans traitement de surface proximal. Au total, 9 prothèses d'épaule ont nécessité une reprise chirurgicale dont 6 (8,2%) pour descellement huméral. 6 autres implants n'ont pas été révisés mais étaient considérés « à risque de descellement » sur le plan radiographique. Schnetzke et al.²⁸ nuançaient cela avec 7% de complications et une seule reprise chirurgicale dans leur série de 82 prothèses totales anatomiques à tige courte (Ascend Flex Wright® sans traitement de surface). Denard et al.⁴¹ rapportaient un taux de complications plus faible (3,6%) à plus de 2 ans dans leur série de 56 tiges courtes anatomiques type Apex Arthrex®. Dans notre série, il existait 8% de complications dans le groupe des prothèses anatomiques dont 4% de complications mineures. Deux patients ont nécessité une reprise chirurgicale (4%), dont une

avec révision de l'implant (2%). L'importance du taux de complications dans notre série s'expliquait probablement du fait de nombreuses chirurgies de reprise. En effet, 12% des prothèses anatomiques étaient réalisées dans le cadre d'une reprise chirurgicale après hémiarthroplastie à type de resurfaçage. A l'inverse, Denard et al.⁴¹ ont choisi d'exclure toute reprise d'arthroplastie de leur étude et ne précisaient pas les différentes étiologies. Ainsi, dans notre série, un seul cas d'infection post-opératoire précoce à *Cutibactérium acnes* est survenu, lors d'une chirurgie de reprise après hémiarthroplastie. Le 2^{ème} patient ayant nécessité une reprise chirurgicale présentait un cal vicieux de l'humérus proximal. La difficulté de réalisation d'une arthroplastie dans ce contexte est bien connue.⁵⁴ L'omarthrose post-traumatique avec cal vicieux de l'humérus proximal concernait 10% de notre groupe « prothèses anatomiques ».

Schnetzke et al.³¹ retrouvaient 5% de complications dans leur groupe de 19 prothèses anatomiques (2 fractures de fatigue de l'acromion) et 10% dans le groupe de 19 prothèses inversées sans aucune reprise chirurgicale. La série de 38 prothèses inversées à tiges courtes (Ascend Flex Wright®) de Merolla et al.⁵³ présentait un taux de complications plus élevé (18%) et seulement 2 révisions d'implant (5%). Werner et al.⁵⁵ rapportaient 14% de complications à 2 ans au sein d'une série de 56 prothèses totales inversées (Ascend Flex Wright®). Dans notre série, 9% de complications ont été rencontrées dans le groupe « prothèses inversées ». Une réintervention a été nécessaire chez chaque patient. Un hématome sous traitement anticoagulant a bénéficié d'une évacuation chirurgicale. Un démontage glénoïdien post-traumatique est survenu à 6 jours de la mise en place de la prothèse inversée ; à noter que la tige humérale n'a pas été révisée. Enfin, il existait un cas de descellement aseptique précoce. Au total, la série globale comporte 8% de complications, 6% de reprise chirurgicale et 2% de révision de la tige humérale à plus de 2 ans de recul. Denard et al.⁴¹ retrouvaient un taux de complications inférieurs lors de l'utilisation de la tige courte Apex Arthrex® comparativement à la version standard du même implant (3,6% et 8,5% respectivement). Merolla et al.⁵³ comparaient dans leur série, les prothèses inversées avec tiges standards non cimentées et design « inlay » à une prothèse inversée à tige courte, en « press-fit » et design « onlay ». Il n'existait pas de différence significative du taux de complications entre les 2 groupes. L'avantage théorique d'utilisation d'une tige courte est évidemment un moindre taux de complications notamment par diminution du « stress-shielding ». Cela n'a pas encore été

largement prouvé dans la littérature. De plus grandes séries avec un recul supérieur semblent nécessaires.

Inoue et al.⁵⁶ ont récemment publié une étude concernant le remodelage osseux après mise en place de prothèses anatomiques avec tiges standards non cimentées. La fixation en « press-fit » de différentes tiges standards était associée à la survenue d'une résorption osseuse corticale dans 85,7% des cas à 32 mois de recul en moyenne. Une lyse corticale complète était observée dans 18,4% des cas. Notre série présentait un recul similaire et retrouvait un amincissement cortical dans 47% des prothèses anatomiques. Cette différence est à nuancer car la série de Inoue et al.⁵⁶ tenait compte d'un amincissement cortical inférieur à 50%, supérieur à 50%, d'un amincissement complet, ainsi que d'une diminution de la densité osseuse corticale. Les résultats de cette étude étaient en faveur d'un « stress-shielding » huméral proximal avec fixation diaphysaire de la tige humérale. La résorption humérale était également corrélée au caractère remplissant de la tige et au sexe féminin. Denard et al.⁴¹ ont comparé les modifications radiographiques secondaires au « stress-shielding » entre tiges courtes et tiges standards avec fixation non cimentée. Les résultats étaient globalement similaires entre les 2 groupes, mais on notait, là-encore, un amincissement cortical significativement plus important dans le groupe des tiges standards en regard des zones L1 et M1.

En ce qui concerne les prothèses inversées, une seule série⁵³ comparait une tige courte en « press-fit » et design « onlay » (Ascend Flex Wright®) à une tige standard en « press-fit » et design « inlay » (Aequalis II Reversed Wright®). Une autogreffe glénoïdienne était retrouvée uniquement dans le groupe tige courte et ne concernait que la moitié de l'effectif. Il n'existait par ailleurs, aucune différence de mobilité entre ces 2 sous-groupes ; tout comme dans notre étude. La comparaison entre tige courte et tige standard n'a pas permis de retrouver de différence significative quant à l'évaluation des mobilités au dernier recul dans cette série⁵³. Sur le plan radiographique, le taux de liserés radio-transparents, encoche scapulaire, amincissement cortical et « spot welds » était significativement supérieur dans le groupe « Aequalis II Reversed Wright® ». Cela constitue un argument supplémentaire en faveur des tiges courtes et de leur bénéfice pour réduire le « stress shielding ». Toutefois, ceci est nuancé

par le fait que les deux groupes ne différaient pas uniquement par la taille de la tige, mais aussi par la greffe osseuse glénoïdienne (aucun cas dans le groupe « Aequalis II Reversed Wright® ») et le caractère « inlay » ou « onlay » de l'implant.

La fixation cimentée a longtemps été le gold standard en arthroplastie d'épaule. Progressivement, la fixation en « press-fit » s'est démocratisée. Le débat reste encore ouvert.⁵⁷⁻⁶⁰ D'après Raiss et al.¹⁸ le « stress-shielding » ne concernait que les tiges en « press-fit ». Toutefois, les résultats cliniques et fonctionnels étaient équivalents entre tiges anatomiques standards cimentées et « press-fit » dans leur étude. Ainsi, à plus de 5 ans de recul, la traduction radiographique du « stress-shielding » n'était pas corrélée à un descellement huméral plus fréquent ou à un résultat clinique inférieur. Les tiges courtes en « press-fit » étaient également associées à de telles modifications radiographiques à court terme (avant 2 ans).^{28,30,50,51} Ces résultats semblaient donc rassurants quant à la survie des tiges courtes en « press-fit », si l'on soutient l'hypothèse qu'elles réduisent ce phénomène de « stress-shielding ». Une étude canadienne⁵⁷ de niveau-1 a randomisé la fixation cimentée ou non des prothèses totales anatomiques d'épaule et semblait montrer un meilleur résultat fonctionnel dans le groupe des prothèses cimentées à 2 ans. Toutefois, cette différence était significative uniquement pour un score fonctionnel (WOOS).

En ce qui concerne les prothèses inversées, la question de la fixation demeure également irrésolue. King et al.⁵⁸ publiaient en 2014 une série comparative concernant la fixation cimentée ou « press-fit » du même implant à plus de 2 ans de recul. Les résultats cliniques étaient similaires. Sur le plan radiographique, des liserés radio-transparents étaient observés uniquement chez deux patients du groupe non-cimenté (4%). Le taux de descellement huméral était comparable entre les deux groupes (2% dans le groupe « sans ciment » et 3% dans le groupe « avec ciment »). Une encoche scapulaire était plus souvent retrouvée dans le groupe « sans ciment » (14% versus 6%) mais la différence n'était pas significative. Il n'existait pas non plus de différence concernant le taux de complications et de révision de l'implant.

Melis et al.⁶⁰ comparaient également la fixation cimentée ou « press-fit » d'une prothèse inversée de type Grammont (Delta III DePuy Synthes®). Ils rapportaient un « stress-

shielding » significativement plus important dans le groupe « press-fit » (lignes ostéo-condensantes, « spot welds », amincissement cortical). Cependant, à plus de 8 ans de recul, les tiges cimentées sont à plus haut risque de descellement radiologique que les tiges « press-fit ». Cette différence n'était pas significative mais une migration de la tige était observée respectivement dans 9% et 3% des tiges cimentées et « press-fit ». De la même manière, un liseré radio-transparent de plus de 2mm de large, continu sur plus 3 zones, était présent chez 12% des tiges cimentées et 6% des tiges « press-fit ». Malgré un « stress-shielding » plus important, ces résultats laissent à penser que la fixation non cimentée pourrait augmenter la survie des implants à long terme.

La tige courte Ascend Flex Wright® est disponible en version « press-fit » et également en version cimentée. Dans notre série, 3 implants ont été cimentés et ont donc été exclus. Une étude⁴⁷ a analysé, sur le plan radiographique, les tiges Ascend Flex Wright® cimentées et ne retrouve aucun cas d'ostéolyse proximale. L'utilisation possible en tant qu'implant cimenté ou « press-fit » est un réel avantage de la tige courte Ascend Flex Wright®. En effet, comme vu précédemment, une tige de plus grande taille est associée à un « stress-shielding » plus important. Si à moyen ou à long terme, la présence de telles modifications radiographiques était corrélée à un descellement de l'implant, cela orienterait vers le choix d'un implant cimenté en 1^{ère} intention lorsque la stabilité primaire, notamment rotatoire, semble insuffisante en peropératoire. Cela éviterait le choix néfaste d'une tige courte de plus grande taille. Toutefois, à ce jour, il n'existe pas de relation entre les modifications radiographiques observées et le résultat fonctionnel ou la durée de vie de l'implant. Par ailleurs, une moindre ostéolyse proximale avec un implant cimenté offre également la possibilité de choisir une fixation cimentée en 1^{ère} intention chez des personnes avec une qualité osseuse médiocre, afin de conserver le stock osseux existant. Notre étude n'a pas mis en évidence de corrélation entre la qualité osseuse et la survenue de modifications radiographiques dans la série globale, mais cela a déjà été rapporté dans la littérature. Nagels et al¹⁷. soulignaient le fait que l'os porotique présente une plus grande différence de rigidité avec un implant, favorisant le « stress-shielding ». Quental et al.⁶¹ ont également montré un remodelage osseux plus important sur os porotique après implantation d'une prothèse d'épaule. Goetzmann et al.⁴⁷, retrouvaient une corrélation significative entre l'ostéolyse proximale et la qualité osseuse préopératoire et ce, d'autant plus, qu'il s'agissait de prothèses inversées.

La prothèse totale inversée Ascend Flex Wright® comprend une tige courbe avec une angulation de 145°, et un insert de type « onlay » dont on peut faire varier la position. Les avantages théoriques d'un tel dessin ont été étudiés au sein d'une modélisation par Lädermann et al.²⁶ en 2015. Le caractère « onlay » de l'implant augmentait l'offset huméral entre 7 et 9 mm en moyenne, alors que la modification de l'angulation entre 135° et 155° influençait peu ce paramètre. L'abaissement de l'humérus était, quant à lui, globalement diminué avec un insert « onlay », mais pouvait varier de façon conséquente avec un implant à 145°, et un insert « onlay » dont l'offset est modulable. En ce qui concerne les mobilités, l'abduction était plus importante avec une tige « inlay ». Les autres paramètres étaient augmentés avec une tige « onlay » à l'exception de la rotation externe à 90° d'abduction qui était fonction de l'angulation cervico-céphalique. L'angulation influençait principalement la rotation externe^{26,62} (coude au corps et à 90° d'abduction) et l'adduction²⁶. L'offset de l'insert permettait une variation de l'abduction et de la rotation externe à 90° d'abduction. Un implant à 145°, de type « onlay » avec offset adaptable semble être le bon compromis concernant la mobilité, la latéralisation et l'abaissement. Cependant, Merolla et al.⁵³ n'ont pas mis en évidence de différence significative en termes de mobilités entre une prothèse à tige standard « inlay » à 155° et une prothèse à tige courte « onlay » à 145°. Notre série retrouvait des amplitudes articulaires semblables. Les avantages théoriques d'un tel choix d'implant nécessitent d'autres études afin d'être réellement validés. Werner et al.⁵⁵ ont notamment montré que le positionnement de l'insert et la variation de l'offset n'agissaient que de façon limitée sur la longueur humérale, qui semble pourtant être corrélée aux amplitudes articulaires et aux résultats fonctionnels. La modulation de l'offset autorise par ailleurs, un ajustement des différents bras de levier du deltoïde et des muscles de la coiffe restante. Il permet également de limiter le conflit en abduction²⁷. Nous n'avons pas évalué les résultats cliniques en fonction du positionnement de l'insert. Néanmoins, d'autres travaux⁴⁷ ont déjà montré une rotation externe supérieure lorsque l'insert et la platine étaient positionnés en offset médial (latéralisation humérale) et une élévation antérieure majorée en position d'offset latéral (distalisation humérale).

Razfar et al.²² ont comparé les contraintes transmises à l'os cortical et à l'os spongieux en zone épiphysaire, métaphysaire et diaphysaire entre tige courte, standard, implant sans tige et humérus intact. Les différences significatives n'intéressaient que la région épiphysométaphysaire. En ce qui concerne les contraintes transmises à l'os cortical en région proximale, le modèle sans tige se rapprochait le plus de la physiologie. Les tiges courtes quant à elles, permettaient une meilleure transmission des contraintes comparativement à la tige standard mais restaient significativement inférieures à l'os natif. Les contraintes transmises à l'os spongieux étaient significativement majorées par les tiges courtes et significativement diminuées avec une tige standard comparativement à l'os intact. Dans ce cas-là, les tiges courtes semblaient reproduire au mieux la physiologie. Ces résultats suggèrent que les tiges courtes et implants sans tiges pourraient permettre de diminuer le « stress-shielding » en comparaison à une tige standard.

La revue de la littérature de Denard et al.²³ retrouvait en effet, un « stress-shielding » moins important avec un implant sans tige. Churchill et al.⁶³. ne constataient aucun liseré radio-transparent, ostéolyse ou descellement dans leur série de 149 prothèses totales anatomiques sans tige, à 2 ans de recul (Simpliciti Wright®). De la même manière, Huguet et al.⁶⁴ rapportaient les résultats de leur série de 72 prothèses totales anatomiques sans tiges (TESS Biomet®) à 3 ans de recul minimum et ne retrouvaient aucun liserés, migration d'implant, ou ostéolyse. Une étude prospective randomisée⁶⁵ a comparé prothèses totales anatomiques sans tiges (Eclipse Arthrex®) et prothèses totales anatomiques avec tiges standards (Univers Arthrex®) à plus de 5 ans de recul. Le groupe « sans tige » ne présentait aucun liseré radio-transparent mais les auteurs observaient la présence d'ostéolyse dans 29% des cas. Aucune différence significative n'était pourtant observée entre les deux groupes lors de l'évaluation clinique et radiographique. Moroder et al.⁶⁶ ont comparé les implants sans tige (TESS Biomet®) aux tiges standards (Delta Xtend DePuy Synthes®) dans le cadre de prothèses totales inversées. Les résultats cliniques et fonctionnels étaient similaires entre les 2 groupes. Sur le plan radiographique, aucune différence significative n'existait même si le groupe « sans tige » présentait moins de modifications radiographiques à type de liserés ou d'ostéolyse (10% dans le groupe « sans tige » et 29% dans le groupe « tige standard »). Les différentes séries de la littérature⁶⁷⁻⁷⁰ suggèrent ainsi que les implants sans tiges seraient associés à moins de « stress shielding » à court et à moyen terme. Cette tendance nécessite d'être confirmée par des séries

ayant un recul et un effectif supérieurs. De plus, la corrélation entre la diminution du « stress-shielding » et une survie supérieure des implants sans tige reste encore à prouver.

Le pyrocarbone® ou carbone pyrolytique est un matériau dont les caractéristiques expliquent l'intérêt qu'il suscite²⁰. Longtemps utilisé pour le remplacement valvulaire cardiaque, il connaît un développement plus récent dans les arthroplasties. Un faible coefficient de friction et un module d'élasticité proche de l'os constituent ses avantages principaux.²⁰ Déjà largement utilisé dans les arthroplasties des doigts et du poignet, le pyrocarbone® est désormais employé dans les héli-arthroplasties d'épaule. A notre connaissance, aucun article de la littérature ne présente les résultats d'une héli-arthroplastie avec tête en pyrocarbone®, exception faite des implants type « snooker-ball ».^{71,72} Notre série d'héli-arthroplasties était relativement restreinte mais a permis de comparer deux sous-groupes : pyrocarbone® et Chrome-Cobalt. Il n'existait aucune différence significative au dernier recul concernant l'évaluation clinique et les modifications radiographiques observées. La profondeur de glène était plus importante dans le groupe Chrome-Cobalt en préopératoire et cette différence persistait au dernier recul. Il n'existait pas de modification significative de la profondeur de glène en préopératoire et au dernier recul au sein de chacun des deux groupes. Le recul et l'effectif de notre série sont évidemment insuffisants pour en déduire une quelconque conclusion.

Les avantages d'un implant à tige courte apparaissent nombreux. Comme suggéré par Raiss et al.¹⁸ la transmission des contraintes à l'os, avec une tige courte, est plus proche de la physiologie. Le « stress-shielding » devrait donc être réduit. La conservation du stock osseux, apparaît comme un élément facilitateur de la chirurgie de reprise, de même que le caractère convertible de l'implant. L'alésage peropératoire étant limité, cela restreint également la perte osseuse et notamment son caractère asymétrique⁷³ fragilisant ainsi les corticales et augmentant le risque de fracture péri-prothétique. Wagner et al.⁷⁴, proposaient même l'utilisation de tiges courtes dans le cadre de chirurgie de reprise, toujours dans une logique de préservation du stock osseux. Une tige courte semble également plus adaptée aux cas d'omarthrose post-traumatique avec cal vicieux de l'humérus proximal.

Le caractère courbe de l'implant est par ailleurs, un argument supplémentaire en faveur de la préservation du stock osseux métaphysaire, notamment en regard du tubercule majeur. Or, il apparaît que la densité osseuse de l'humérus proximal est maximale dans cette région et au niveau du calcar.⁷⁵ Cela souligne l'importance de la conservation du stock osseux proximal afin de permettre une ostéo-intégration satisfaisante et durable de l'implant.

La fixation « press-fit » de l'implant évite les difficultés de retrait du ciment lors des reprises. Cependant la possibilité d'implanter une tige courte avec fixation cimentée peut ponctuellement constituer un avantage : notamment lorsque la qualité osseuse initiale ne permet pas d'obtenir une stabilité primaire satisfaisante.

Les séries actuelles ne présentent pas de recul et d'effectif suffisant afin d'affirmer la supériorité des tiges courtes aux tiges standards dans les prothèses anatomiques et inversées. L'inconvénient principal de ses tiges pourraient résider dans le risque de leur malposition. Bien que non étudié dans notre série, la littérature ne met pas en évidence de corrélation entre les résultats cliniques et fonctionnels ; et la position anatomique ou non de la tige. Denard et al.⁵¹ retrouvaient plus de 86% des implants en position anatomique en post-opératoire en tolérant une variation de 5°.

Enfin, peu de séries comparaient les tiges courtes aux tiges standards. A ce jour aucune étude n'a permis de conclure à un taux de complications significativement inférieurs avec les tiges courtes.

Les principales limites de notre étude sont un recul limité ainsi qu'un effectif restreint. De plus, la population étudiée était relativement hétérogène avec des étiologies diverses incluant notamment des chirurgies de reprises d'hémi-arthroplasties ; l'association ou non à une greffe glénoïdienne, la mise en place d'une tête humérale en pyrocarbone® ou en Chrome-Cobalt... Notre analyse radiologique au dernier recul s'est appuyée sur données exclusivement radiographiques. Or une analyse tomodensitométrique est plus précise quant à l'évaluation de l'ostéolyse et des liserés radio-transparents. Enfin, notre étude n'a pas analysé la position anatomique ou non des implants sur les clichés post-opératoires. Néanmoins, peu de séries⁷⁶ existent dans la littérature pour évaluer une tige courte en fixation « press-fit », à la fois au sein de prothèses anatomiques et inversées.

Notre étude offre une analyse précise et détaillée de la série globale de 79 tiges courtes à plus de 2 ans de recul. Il n'existait aucune corrélation entre les résultats fonctionnels et la présence de modifications radiographiques au dernier recul dans notre étude. Pourtant, ces modifications radiographiques traduisant un « stress-shielding », étaient corrélées au remplissage huméral et au sexe. La plus petite tige avec une stabilité primaire satisfaisante doit donc permettre de déterminer la taille de l'implant définitif afin de limiter le « stress-shielding ». Bien que notre étude n'ait pas retrouvé de corrélation avec la qualité osseuse ; il apparaît manifeste qu'il faut être particulièrement vigilant dans la population féminine avec un os porotique où l'ostéolyse et l'amincissement cortical peuvent compromettre un stock osseux déjà limité. Enfin, il apparaît indispensable, d'évaluer à plus long terme ce type d'implant afin de pouvoir apprécier l'évolution de ces modifications radiographiques au long cours et de déterminer leurs éventuelles conséquences sur le plan clinique. Des conseils pratiques pourraient être proposés : notamment le choix peropératoire de la plus petite tige avec une stabilité primaire suffisante. Devant un manque de stabilité primaire, le choix entre une tige très remplissante et une fixation cimentée avec une taille inférieure pourrait s'orienter vers la deuxième possibilité.

V. CONCLUSION

Le concept de prothèse d'épaule a largement évolué au cours des dernières décennies. La tendance actuelle est de reproduire au mieux l'anatomie individuelle, au moyen d'implants à tige courte, voire sans tige, afin de limiter le « stress-shielding » et d'améliorer leur survie. La littérature n'a pour l'instant, pas prouvé la supériorité de ces implants comparativement aux tiges standards cimentées. Cette étude a permis de valider notre hypothèse principale selon laquelle les modifications observées à 2 ans de recul autour des tiges courtes, étaient corrélées à la qualité osseuse et au remplissage du fût huméral. Par ailleurs, les résultats cliniques à plus de 2 ans sont comparables aux données de la littérature concernant les tiges standards, avec notamment un taux de complications acceptable. Ceci permet ainsi de valider l'utilisation d'un implant à tige courte en 1^{ère} intention dans le cadre de prothèses anatomiques ou inversées. Néanmoins, chez des patientes ostéoporotiques, une tige courte cimentée doit rester une alternative envisageable afin de limiter les conséquences du « stress-shielding ». En conclusion, ces résultats nécessitent d'être validés à plus long terme afin de pouvoir affirmer la supériorité des tiges courtes dans la réduction du « stress-shielding ».

VI. ANNEXES

Score de Constant

D'après Constant CR, Murley AHG. *A clinical method of functional assessment of the shoulder*. Clin Orthop Relat Res 1987;(214):160-4. Traduction de M. Dougados, avec son aimable autorisation.

► Fiche de recueil des résultats

Nom :		Date :			
Prénom :		Médecin traitant :			
Date de naissance :		Médecin prescripteur :			

Date		Début	Milieu	Fin		
Douleur (total sur 15 points)	A. Échelle verbale 0 = intolérable 5 = moyenne 10 = modérée 15 = aucune					
	B. Échelle algométrique Soustraire le chiffre obtenu du nombre 15					
	0					
	15 douleur sévère					
Total		A + B / 2 (/15)				
Niveau d'activités quotidiennes (total sur 10 points)	Activités professionnelles/ occupationnelles	travail impossible ou non repris gêne importante gêne moyenne gêne modérée aucune gêne	0 point 1 point 2 points 3 points 4 points			
	Activités de loisirs	impossible gêne importante gêne moyenne	0 point ; 1 point ; 2 points	gêne modérée 3 points aucune gêne 4 points		
	Gêne dans le sommeil exemple : aux changements de position	douleurs insomniantes gêne modérée aucune gêne	0 point 1 point 2 points			
	Niveau de travail avec la main (total sur 10 points)	À quelle hauteur le patient peut-il utiliser sa main sans douleur et avec une force suffisante ?	taille 2 points ; xiphoïde 4 points ;	cou 6 points tête 8 points au dessus de la tête 10 points		
Mobilité (total sur 40 points)	Antépulsion (total / 10)	0°-30° 0 point 31°-60° 2 points 61°-90° 4 points	91°-120° 6 points 121°-150° 8 points >150° 10 points			
	Abduction (total / 10)	0°-30° 0 point 31°-60° 2 points 61°-90° 4 points	91°-120° 6 points 121°-150° 8 points < 150° 10 points			
	Rotation latérale (total / 10)	main derrière la tête, coude en avant main derrière la tête, coude en arrière main sur la tête, coude en avant main sur la tête, coude en arrière élévation complète depuis le sommet de la tête	2 points 4 points 6 points 8 points 10 points			
	Rotation médiale (total / 10)	dos de la main niveau fesse dos de la main niveau sacrum dos de la main niveau L3 dos de la main niveau T12 dos de la main niveau T7-T8	2 points 4 points 6 points 8 points 10 points			
	Force musculaire (total sur 25 points)	Abduction isométrique (élévation antéro-latérale de 90° dans le plan de l'omoplate)	si 90° n'est pas atteint en actif si maintien de 5 s, par 500g	0 point 1 point		
Total (total sur 100 points)	Valeur absolue (en points/100)					
	Valeur pondérée (%)					

Tableau 1 : Valeur fonctionnelle normale de l'épaule selon l'indice de Constant en fonction de l'âge et du sexe.

Âge	Hommes			Femmes		
	Droit	Gauche	Moyenne	Droit	Gauche	Moyenne
21/30	97	99	98	98	96	97
31/40	97	90	93	90	91	90
41/50	86	96	92	85	78	80
51/60	94	87	90	75	71	73
61/70	83	83	83	70	61	70
71/80	76	73	75	71	64	69
81/90	70	61	66	65	64	64
91/100	60	54	56	58	50	52

► Mode de calcul et de présentation des résultats

• Douleur

Pour le domaine de la douleur, une double appréciation est nécessaire. On demande au patient d'indiquer l'intensité de sa douleur selon une échelle verbale. En l'absence de douleur, la note de 15 lui est attribuée. Autrement, la note sera de 10, 5 ou 0 selon que la douleur est modérée, moyenne ou intolérable. Puis, on utilise une échelle visuelle analogique mesurant 15 cm. Celle-ci sera complétée par le patient après que l'examineur lui ait expliqué de couper d'un trait à l'endroit qui correspond à l'intensité de sa douleur. Précisons l'existence de part et d'autre de cette échelle des chiffres 0 et 15, où 0 signifie l'absence de douleur et 15 une douleur extrême. Le score douloureux définitif sera obtenu en soustrayant le chiffre obtenu du nombre 15 sur l'EVA, pour retomber sur la même échelle de cotation que l'échelle verbale. Puis, les 2 chiffres seront additionnés et leur somme divisée par 2. On obtient ainsi une moyenne des deux appréciations correspondant au score douloureux définitif.

Dans la référence princeps, le score douloureux est effectué sur « le degré de douleur le plus sévère survenant au cours des activités de la vie courante, telles que le travail, la détente, le repos ou la douleur survenant la nuit ».

• Activités

Pour les domaines concernant l'activité, le médecin note l'information recueillie à l'interrogatoire du patient.

• Mobilité :

En ce qui concerne le domaine « mobilité », les amplitudes à considérer sont celles qui sont possibles, activement et sans douleur, le patient étant assis sur une chaise sans accoudoir. L'épaule n'étant pas bloquée, on comprend que l'abduction puisse dépasser 90°.

En ce qui concerne le domaine de la force musculaire, son évaluation nécessite d'avoir recours à du matériel dynamomètre dont la sensibilité est d'au moins 500 g fixé au poignet par une bande. Le patient est assis, le bras tendu dans le plan de l'omoplate, c'est-à-dire à 30° d'antépulsion. Le patient doit résister à la poussée vers le bas exprimée par l'examineur, pendant 5 secondes. Le test est répété 5 fois.

• Autres domaines :

Pour chacun des autres domaines, on attribue les scores dispensés à chacun des items. Le score total est sur 100 points.

• Pour la présentation des résultats, 3 possibilités :

- soit présenter séparément chacun des 5 domaines
- soit présenter la somme en valeur absolue
- soit présenter la somme en valeur relative par rapport à la normale pour l'âge et le sexe.

Cette dernière technique a l'avantage de pouvoir quantifier au mieux les anomalies (différence d'un individu par rapport à la valeur normale d'un groupe de même âge et de même sexe), et ensuite de proposer une moyenne de ces valeurs dans une étude de groupe de patients hétérogènes (hommes et femmes, jeunes et vieux). Par exemple, si la valeur absolue obtenue chez un homme de 35 ans est de 40 points, alors que la norme pour les hommes de cette tranche d'âge est de 97, alors la valeur « normalisée » sera de -57 points (*tableau 3-1*). En 2008, les auteurs privilégient la valeur « pondérée » qui est le rapport entre la valeur mesurée et la valeur normale, soit une valeur pondérée de 43 % ($40/97 = 0,43$) dans l'exemple ci-dessus.

En ce qui concerne la capacité physiologique dépendant du sexe et de l'âge, il a été proposé des normes à partir des valeurs observées chez des centaines de volontaires, hommes et femmes de tous âges (étude des amplitudes articulaires actives et de la force musculaire en abduction dans le plan de l'omoplate) (*tableau 1*).

VII. BIBLIOGRAPHIE

1. Hutten, D., 2008. The history of shoulder replacement, in: Boileau, P., Walch, G. (Eds.), *Prothèses d'épaule. État Actuel*. Elsevier Masson, Paris, pp. 3–20.
2. Boileau, P., Brassart, N., Walch, G., 2008. The anatomic basis of humeral implant design and implantation, in: *Prothèses d'épaule. État Actuel*. Elsevier Masson, Paris, pp. 87–107.
3. Boileau, P., Balg, F., 2008. The reverse shoulder prosthesis: biomechanical principles, concept and evolution, in: *Prothèses d'épaule. État Actuel*. Elsevier Masson, Paris, pp. 153–168.
4. Lévigne, C., Boileau, P., Favard, L., Garaud, P., Molé, D., Sirveaux, F., Walch, G., 2008. Scapular notching in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 17, 925–935.
5. Lévigne C, Garret J, Boileau P, et al. Scapular notching in reverse shoulder arthroplasty: is it important to avoid it and how? *Clin Orthop Relat Res* (2011) 469 : 2512–2520
6. Boileau, P., Moineau, G., Roussanne, Y., O'Shea, K., 2011b. Bony increased-offset reversed shoulder arthroplasty : minimizing scapular impingement while maximizing glenoid fixation. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 469, 2558–2567.
7. Favard, L., Berhouet, J., Bacle, G., 2008. Long-term results of the reverse shoulder arthroplasty, in: *Prothèses d'épaule. État Actuel*. Elsevier Masson, Paris, pp. 326–334.
8. Kempf, J.-F., Clavert, P., Walch, G., Molé, D., Boileau, P., 2008. Results of anatomical prosthesis in primary osteoarthritis, in: *Prothèses d'épaule. État Actuel*. Elsevier Masson, Paris, pp. 183–192.
9. Sirveaux, F., Favard, L., Oudet, D., Huquet, D., Walch, G., Molé, D., 2004. Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive rupture of the cuff. Results of a multicentre study of 80 shoulders. *J Bone Joint Surg Br* 86, 388–395
10. Schwartz, B.E., Savin, D.D., Youderian, A.R., Mossad, D., Goldberg, B.A., 2015. National trends and perioperative outcomes in primary and revision total shoulder arthroplasty: Trends in total shoulder arthroplasty. *Int Orthop* 39, 271–276.
11. Boileau, P., 2016. Complications and revision of reverse total shoulder arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 102, S33-43. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2015.06.031>
12. Van Thiel, G.S., Halloran, J.P., Twigg, S., Romeo, A.A., Nicholson, G.P., 2011. The vertical humeral osteotomy for stem removal in revision shoulder arthroplasty: results and technique. *J Shoulder Elbow Surg* 20, 1248–1254.
13. Sperling, J.W., Cofield, R.H., 2005. Humeral windows in revision shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 14, 258–263.
14. Favard, L., 2013. Revision of total shoulder arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 99, S12-21. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2012.11.010>
15. Bonnevalle, N., Melis, B., Neyton, L., Favard, L., Molé, D., Walch, G., Boileau, P., 2013. Aseptic glenoid loosening or failure in total shoulder arthroplasty: revision with glenoid reimplantation. *J Shoulder Elbow Surg* 22, 745–751.
16. Mansat P, Coutié A-S, Bonnevalle N, Rongièrès M, Mansat M, Bonnevalle P, 2013. Resurfacing humeral prosthesis: do we really reconstruct the anatomy? *J Should Elb Surg Am Should Elb Surg* 22(5):612–9.

17. Nagels, J., Stokdijk, M., Rozing, P.M., 2003. Stress shielding and bone resorption in shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 12, 35–39.
18. Raiss, P., Edwards, T.B., Deutsch, A., Shah, A., Bruckner, T., Loew, M., Boileau, P., Walch, G., 2014. Radiographic changes around humeral components in shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 96, e54.
19. Lebon, J., Delclaux, S., Bonneville, N., Rongières, M., Bonneville, P., Mansat, P.), 2014. Stemmed hemiarthroplasty versus resurfacing in primary shoulder osteoarthritis: a single-center retrospective series of 78 patients. *Orthop Traumatol Surg Res* 100, S327–332. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2014.05.012>
20. Carpenter, S.R., Urits, I., Murthi, A.M., 2016. Porous metals and alternate bearing surfaces in shoulder arthroplasty. *Curr Rev Musculoskelet Med* 9, 59–66.
21. Throckmorton, T.W., Zarkadas, P.C., Sperling, J.W., Cofield, R.H., 2010. Radiographic stability of ingrowth humeral stems in total shoulder arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 468, 2122–2128. <https://doi.org/10.1007/s11999-010-1299-3>
22. Razfar, N., Reeves, J.M., Langohr, D.G., Willing, R., Athwal, G.S., Johnson, J.A., 2016. Comparison of proximal humeral bone stresses between stemless, short stem, and standard stem length: a finite element analysis. *J Shoulder Elbow Surg* 25, 1076–1083.
23. Denard, P.J., Raiss, P., Gobezie, R., Edwards, T.B., Lederman, E., 2018c. Stress shielding of the humerus in press-fit anatomic shoulder arthroplasty: review and recommendations for evaluation. *J Shoulder Elbow Surg*.
24. Castagna, A., Delcogliano, M., de Caro, F., Ziveri, G., Borroni, M., Gumina, S., Postacchini, F., De Biase, C.F., 2013. Conversion of shoulder arthroplasty to reverse implants: clinical and radiological results using a modular system. *Int Orthop* 37, 1297–1305.
25. Crosby, L.A., Wright, T.W., Yu, S., Zuckerman, J.D., 2017. Conversion to Reverse Total Shoulder Arthroplasty with and without Humeral Stem Retention: The Role of a Convertible-Platform Stem. *J Bone Joint Surg Am* 99, 736–742.
26. Lädermann, A., Denard, P.J., Boileau, P., Farron, A., Deransart, P., Terrier, A., Ston, J., Walch, G., 2015. Effect of humeral stem design on humeral position and range of motion in reverse shoulder arthroplasty. *Int Orthop* 39, 2205–2213
27. Berhouet, J., Kontaxis, A., Gulotta, L.V., Craig, E., Warren, R., Dines, J., Dines, D., 2015. Effects of the humeral tray component positioning for onlay reverse shoulder arthroplasty design: a biomechanical analysis. *J Shoulder Elbow Surg* 24, 569–577.
28. Schnetzke, M., Coda, S., Walch, G., Loew, M., 2015. Clinical and radiological results of a cementless short stem shoulder prosthesis at minimum follow-up of two years. *Int Orthop* 39, 1351–1357.
29. Schnetzke, M., Coda, S., Raiss, P., Walch, G., Loew, M., 2016. Radiologic bone adaptations on a cementless short-stem shoulder prosthesis. *J Shoulder Elbow Surg* 25, 650–657.
30. Casagrande, D.J., Parks, D.L., Torngren, T., Schrupf, M.A., Harmsen, S.M., Norris, T.R., Kelly, J.D., 2016. Radiographic evaluation of short-stem press-fit total shoulder arthroplasty: short-term follow-up. *J. Shoulder Elbow Surg.* 25, 1163–1169.
31. Schnetzke, M., Preis, A., Coda, S., Raiss, P., Loew, M., 2017. Anatomical and reverse shoulder replacement with a convertible, uncemented short-stem shoulder prosthesis: first clinical and radiological results. *Arch Orthop Trauma Surg* 137, 679–684.

32. Roussanne, Y., Boileau, P., 2008. Tendon transfers and shoulder replacement, in: *Prothèses d'épaule. État Actuel*. Elsevier Masson, Paris, pp. 431–438.
33. Constant, C.R., Murley, A.H., 1987. A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 160–164
34. Gilbert, M.K., Gerber, C., 2007. Comparison of the subjective shoulder value and the Constant score. *J Shoulder Elbow Surg* 16, 717–721.
35. Chiavassa-Gandois, H., Sans, N., Denis, A., Loustau, O., Mansat, P., Railhac, J.-J., 2008. Imaging studies before shoulder prosthesis implantation, in: Boileau, P., Walch, G. (Eds.), *Prothèses d'épaule. État Actuel*. Elsevier Masson, Paris, pp. 44–49.
36. Hamada, K., Yamanaka, K., Uchiyama, Y., Mikasa, T., Mikasa, M., 2011. A Radiographic Classification of Massive Rotator Cuff Tear Arthritis. *Clin Orthop Relat Res* 469, 2452–2460. <https://doi.org/10.1007/s11999-011-1896-9>
37. Thomazeau, H., Rolland, Y., Lucas, C., Duval, J.M., Langlais, F., 1996. Atrophy of the supraspinatus belly. Assessment by MRI in 55 patients with rotator cuff pathology. *Acta Orthop Scand* 67, 264–268.
38. Goutallier, D., Postel, J.M., Bernageau, J., Lavau, L., Voisin, M.C., 1994. Fatty muscle degeneration in cuff ruptures. Pre- and postoperative evaluation by CT scan. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 78–83.
39. Tingart, M.J., Apreleva, M., von Stechow, D., Zurakowski, D., Warner, J.J., 2003. The cortical thickness of the proximal humeral diaphysis predicts bone mineral density of the proximal humerus. *J Bone Joint Surg Br* 85, 611–617
40. Sanchez-Sotelo, J., Wright, T.W., O'Driscoll, S.W., Cofield, R.H., Rowland, C.M., 2001. Radiographic assessment of uncemented humeral components in total shoulder arthroplasty. *J Arthroplasty* 16, 180–187.
41. Denard, P.J., Noyes, M.P., Walker, J.B., Shishani, Y., Gobezie, R., Romeo, A.A., Lederman, E., 2018a. Proximal stress shielding is decreased with a short stem compared with a traditional-length stem in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 27, 53–58.
42. Molé D, Roche O, Riand N, Levigne C, Walch G (1999) Cemented glenoid component: results in osteoarthritis and rheumatoid arthritis. In: Walch G, Boileau P (eds) *Shoulder arthroplasty*. Springer, New York, pp 163–171
43. Sirveaux F. La prothèse de Grammont dans le traitement des arthropathies de l'épaule à coiffe détruite. À propos d'une série multicentrique de 42 cas. *Faculté de médecine de Nancy, thèse de l'université de Nancy* 1, 1997, 245p
44. Verborgt, O., El-Abiad, R., Gazielly, D.F., 2007. Long-term results of uncemented humeral components in shoulder arthroplasty. *J. Shoulder Elbow Surg.* 16, S13-18.
45. Jost, P.W., Dines, J.S., Griffith, M.H., Angel, M., Altchek, D.W., Dines, D.M., 2011. Total shoulder arthroplasty utilizing mini-stem humeral components: technique and short-term results. *HSS J* 7, 213–217. <https://doi.org/10.1007/s11420-011-9221-4>
46. Van de Sande, M. a. J., Rozing, P.M., 2004. Modular total shoulder system with short stem. A prospective clinical and radiological analysis. *Int Orthop* 28, 115–118. <https://doi.org/10.1007/s00264-004-0537-2>
47. Goetzmann T. Résultats préliminaires d'une tige humérale courte, non cimentée et convertible dans l'arthroplastie d'épaule. A propos de 66 cas avec un recul minimum de 2 ans. *Faculté de médecine de Nancy, thèse de l'université de Nancy* , 2015, 112p

48. Morwood, M.P., Johnston, P.S., Garrigues, G.E., 2017. Proximal ingrowth coating decreases risk of loosening following uncemented shoulder arthroplasty using mini-stem humeral components and lesser tuberosity osteotomy. *J Shoulder Elbow Surg* 26, 1246–1252.
49. Szerlip, B.W., Morris, B.J., Laughlin, M.S., Kilian, C.M., Edwards, T.B., 2018. Clinical and radiographic outcomes after total shoulder arthroplasty with an anatomic press-fit short stem. *J Shoulder Elbow Surg* 27, 10–16.
50. Romeo, A.A., Thorsness, R.J., Sumner, S.A., Gobezie, R., Lederman, E.S., Denard, P.J., 2018. Short-term clinical outcome of an anatomic short-stem humeral component in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 27, 70–74.
51. Denard, P.J., Noyes, M.P., Walker, J.B., Shishani, Y., Gobezie, R., Romeo, A.A., Lederman, E., 2018b. Radiographic changes differ between two different short press-fit humeral stem designs in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 27, 217–223. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2017.08.010>
52. Giuseffi, S.A., Streubel, P., Sperling, J., Sanchez-Sotelo, J., 2014. Short-stem uncemented primary reverse shoulder arthroplasty: clinical and radiological outcomes. *Bone Joint J* 96–B, 526–529.
53. Merolla, G., Walch, G., Ascione, F., Paladini, P., Fabbri, E., Padolino, A., Porcellini, G., 2017. Grammont humeral design versus onlay curved-stem reverse shoulder arthroplasty: comparison of clinical and radiographic outcomes with minimum 2-year follow-up. *J Shoulder Elbow Surg*.
54. Mansat, P., Bonnevalle, N., Bellumore, Y., Mansat, M., 2008. Proximal humerus fracture sequelae: results of the Neer prosthesis, in: Boileau, P., Walch, G. (Eds.), *Prothèses d'épaule. État Actuel*. Elsevier Masson, Paris, pp. 289–297.
55. Werner, B.S., Ascione, F., Bugelli, G., Walch, G., 2017. Does arm lengthening affect the functional outcome in onlay reverse shoulder arthroplasty? *J Shoulder Elbow Surg* 26, 2152–2157.
56. Inoue, K., Suenaga, N., Oizumi, N., Yamaguchi, H., Miyoshi, N., Taniguchi, N., Munemoto, M., Egawa, T., Tanaka, Y., 2017. Humeral bone resorption after anatomic shoulder arthroplasty using an uncemented stem. *J Shoulder Elbow Surg* 26, 1984–1989.
57. Litchfield, R.B., McKee, M.D., Balyk, R., Mandel, S., Holtby, R., Hollinshead, R., Drosdowech, D., Wambolt, S.E., Griffin, S.H., McCormack, R., 2011. Cemented versus uncemented fixation of humeral components in total shoulder arthroplasty for osteoarthritis of the shoulder: a prospective, randomized, double-blind clinical trial-A JOINTs Canada Project. *J Shoulder Elbow Surg* 20, 529–536.
58. King, J.J., Farmer, K.W., Struk, A.M., Wright, T.W., 2015. Uncemented versus cemented humeral stem fixation in reverse shoulder arthroplasty. *Int Orthop* 39, 291–298.
59. Phadnis, J., Huang, T., Watts, A., Krishnan, J., Bain, G.I., 2016. Cemented or cementless humeral fixation in reverse total shoulder arthroplasty? a systematic review. *Bone Joint J* 98–B, 65–74.
60. Melis, B., DeFranco, M., Lädermann, A., Molé, D., Favard, L., Nérot, C., Maynou, C., Walch, G., 2011. An evaluation of the radiological changes around the Grammont reverse geometry shoulder arthroplasty after eight to 12 years. *J Bone Joint Surg Br* 93, 1240–1246.

61. Quental C, Folgado J, Fernandes PR, Monteiro J. Bone remodelling analysis of the humerus after a shoulder arthroplasty. *Med Eng Phys*. 2012 Oct;34(8):1132–8.
62. Erickson, B.J., Frank, R.M., Harris, J.D., Mall, N., Romeo, A.A., 2015. The influence of humeral head inclination in reverse total shoulder arthroplasty: a systematic review. *J Shoulder Elbow Surg* 24, 988–993.
63. Churchill, R.S., Chuinard, C., Wiater, J.M., Friedman, R.M., Freehill, M., Jacobson, S., Spencer, E.J., Holloway, G.B., Wittstein, J., Lassiter, T., Smith, M., Blaine, T., Nicholson, G.P., 2016. Clinical and Radiographic Outcomes of the Simpliciti Canal-Sparing Shoulder Arthroplasty System: A Prospective Two-Year Multicenter Study. *Journal of Bone* 98, 552–560.
64. Huguet, D., DeClercq, G., Rio, B., Teissier, J., Zipoli, B., 2010. Results of a new stemless shoulder prosthesis: Radiologic proof of maintained fixation and stability after a minimum of three years' follow-up. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 19, 847–852.
65. Uschok, S., Magosch, P., Moe, M., Lichtenberg, S., Habermeyer, P., 2017. Is the stemless humeral head replacement clinically and radiographically a secure equivalent to standard stem humeral head replacement in the long-term follow-up? A prospective randomized trial. *J Shoulder Elbow Surg* 26, 225–232.
66. Moroder, P., Ernstbrunner, L., Zweiger, C., Schatz, M., Seitlinger, G., Skursky, R., Becker, J., Resch, H., Kriffter, R.M., 2016. Short to mid-term results of stemless reverse shoulder arthroplasty in a selected patient population compared to a matched control group with stem. *Int Orthop* 40, 2115–2120.
67. Churchill, R.S., 2014. Stemless shoulder arthroplasty: current status. *J Shoulder Elbow Surg* 23, 1409–1414.
68. Bell, S.N., Coghlan, J.A., 2014. Short stem shoulder replacement. *Int J Shoulder Surg* 8, 72–75.
69. Hawi, N., Tauber, M., Messina, M.J., Habermeyer, P., Martetschläger, F., 2016. Anatomic stemless shoulder arthroplasty and related outcomes: a systematic review. *BMC Musculoskelet Disord* 17, 376.
70. Habermeyer, P., Lichtenberg, S., Tauber, M., Magosch, P., 2015. Midterm results of stemless shoulder arthroplasty: a prospective study. *J Shoulder Elbow Surg* 24, 1463–1472.
71. Hudek, R., Werner, B., Abdelkawi, A.F., Gohlke, F., 2017. Pyrocarbon interposition shoulder arthroplasty in advanced collapse of the humeral head. *Orthopade* 46, 1034–1044.
72. Garret, J., Godeneche, A., Boileau, P., Molé, D., Etzner, M., Favard, L., Levigne, C., Sirveaux, F., Gauci, M.-O., Dezaly, C., Walch, G., 2017. Pyrocarbon interposition shoulder arthroplasty: preliminary results from a prospective multicenter study at 2 years of follow-up. *J Shoulder Elbow Surg* 26, 1143–1151.
73. Lee, M., Chebli, C., Mounce, D., Bertelsen, A., Richardson, M., Matsen, F., 2008. Intramedullary reaming for press-fit fixation of a humeral component removes cortical bone asymmetrically. *J Shoulder Elbow Surg* 17, 150–155.
74. Wagner, E.R., Statz, J.M., Houdek, M.T., Cofield, R.H., Sánchez-Sotelo, J., Sperling, J.W., 2017. Use of a shorter humeral stem in revision reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 26, 1454–1461.
75. Alidousti, H., Giles, J.W., Emery, R.J.H., Jeffers, J., 2017. Spatial mapping of humeral head bone density. *J Shoulder Elbow Surg* 26, 1653–1661.

76. Harmer, L., Throckmorton, T., Sperling, J.W., 2016. Total shoulder arthroplasty: are the humeral components getting shorter? *Curr Rev Musculoskelet Med* 9, 17–22.
<https://doi.org/10.1007/s12178-016-9313-3>

VIII. TABLES DES FIGURES ET TABLEAUX

1. TABLES DES FIGURES

Figure 1 : Flow-chart prothèses totales inversées	p.24
Figure 2 : Flow-chart prothèses anatomiques	p.24
Figure 3 : Flow-chart perdus de vue prothèses anatomiques	p.25
Figure 4 : Flow-chart perdus de vue prothèses inversées	p.25
Figure 5 : Fig.5 : Tige Ascend Flex Wright® avec calotte céphalique high-offset ou low-offset	p.26
Figure 6 : Prothèses totales inversées de type Grammont et Ascend Flex Wright®	p.27
Figure 7 : Platine inversée centrée, latéralisée low-offset, latéralisée high-offset	p.27
Figure 8 : Prothèse totale inversée design onlay en position d'abaissement	p.28
Figure 9 : Prothèse totale inversée design onlay en position neutre	p.28
Figure 10 : Prothèse totale inversée design onlay en position de latéralisation	p.28
Figure 11 : Prothèse totale inversée Ascend Flex Wright®	p.29
Figure 12 : Réalisation du point d'entrée huméral et introduction des sondeurs de taille croissante selon le diamètre huméral	p.31
Figure 13 : compacteur huméral avec 3 angles cervico-diaphysaires : A, B, C	p.31
Figure 14 : Introduction des compacteurs de taille croissante avec contrôle de la rétroversion. Aplatissement de la coupe humérale au « planner »	p.31
Figure 15 : Glène à plot Perform Wright ®	p.32
Figure 16 : Implant céphalique en pyrocarbone Wright ®	p.32
Figure 17 : Mesures géométriques de l'ESA et du BLT	p.35
Figure 18 : Mesure géométrique de la PG	p.35
Figure 19 : Mesures radiographiques post-opératoire des paramètres FR met et FR dia d'après Schnetzke et al.	p.37
Figure 20 : Répartition des zones pour analyse des modifications radiographiques d'après Schnetzke et al.	p. 38

Figure 21 : Répartition des différentes zones d'évaluation des liserés radio-transparents autour d'une glène à plot	p.39
Figure 22 : Répartition des étiologies des prothèses anatomiques	p.42
Figure 23 : Répartition des étiologies des prothèses inversées	p.45
Figure 24 : Radiographies de face en post-opératoire et à 2 ans de recul avec l'apparition de RLL en zone M2	p.51
Figure 25 : Radiographies de face en post-opératoire et à 4 ans de recul avec l'apparition de « spot welds » en zone L2	p.52
Figure 26 : Radiographies en post-opératoire de face et à 3 ans de recul de face et de profil avec ostéolyse du calcar	p.52
Figure 27 : Radiographies de face en post-opératoire et à 2 ans de recul de face avec lignes ostéo-condensantes en zone L2.	p.53
Figure 28 : Radiographies de face en post-opératoire et à 2 ans de recul de face avec amincissement cortical en zone L1 et ostéolyse du tubercule majeur	p.53
Figure 29 : Radiographies de face en post-opératoire et à 4 ans de recul de face avec amincissement cortical en zone L2.	p.59
Figure 30 : Radiographies de face en post-opératoire et à 3 ans de recul de face avec amincissement cortical en zone L2, ostéolyse du calcar et « spot welds »	p.59
Figure 31 : Radiographies de face en post-opératoire et à 2 ans de recul de face avec amincissement cortical en zone L2, ostéolyse du calcar et ostéolyse du tubercule majeur	p.60
Figure 32 : Radiographies de face en post-opératoire et à 2 ans de recul de face RLL en zone M1 et M2	p.60
Figure 33 : Radiographies post-opératoires de face et de profil avec fausse route diaphysaire	p.68
Figure 34 : Radiographies post-opératoires de face et de profil après reprise à J+12	p.68
Figure 35 : Radiographies de face en post-opératoire et à 5 mois avec migration de la tige et descellement aseptique	p.70
Figure 36 : Radiographie de face après reprise unipolaire par tige Ascend Flex Wright® cimentée	p.70

Figure 37 : Radiographies de face en post-opératoire et à 2 ans de recul avec RLL glénoïdien en zone 5, 3 et 6	p.92
Figure 38 : Radiographies de face à 4 ans de recul avec encoche du pilier de la scapula de grade 1.	p.93

2. TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Caractéristiques de la population des prothèses anatomiques	p.43
Tableau 2 : Évaluation clinique préopératoire et post-opératoire des prothèses anatomiques	p.43
Tableau 3 : Caractéristiques de la population des prothèses inversées	p.46
Tableau 4 : Évaluation clinique préopératoire et post-opératoire des prothèses inversées	p.46
Tableau 5 : Analyse radiographique préopératoire des prothèses anatomiques	p.48
Tableau 6 : Modifications radiographiques des prothèses anatomiques au dernier recul	p.50
Tableau 7 : Niveau de remodelage osseux des prothèses anatomiques au dernier recul	p.51
Tableau 8 : Répartition des modifications radiographiques des prothèses anatomiques au dernier recul	p.51
Tableau 9 : Analyse radiographique préopératoire des prothèses inversées	p.55
Tableau 10 : Répartition des modifications radiographiques des prothèses inversées au dernier recul	p.58
Tableau 11 : Niveau de remodelage osseux des prothèses inversées au dernier recul	p.58
Tableau 12 : Répartition des modifications radiographiques des prothèses inversées au dernier recul	p.58
Tableau 13 : Analyse radiographique préopératoire de la série globale	p.61
Tableau 14 : Modifications radiographiques de la série globale au dernier recul	p.64
Tableau 15 : Niveau de remodelage osseux de la série globale au dernier recul	p.64

Tableau 16 : Répartition des modifications radiographiques de la série globale au dernier recul	p.64
Tableau 17 : Évaluation clinique comparative préopératoire et au dernier recul des prothèses inversées avec BIO-RSA	p.71
Tableau 18 : Caractéristiques des prothèses inversées BIO-RSA et non latéralisées	p.72
Tableau 19 : Évaluation clinique comparative préopératoire des prothèses inversées BIO-RSA et non latéralisées	p.73
Tableau 20 : Évaluation clinique comparative au dernier des prothèses inversées BIO-RSA et non latéralisées	p.73
Tableau 21 : Analyse comparative de l'usure glénoïdienne dans le plan axial des prothèses inversées BIO-RSA et non latéralisées	p.74
Tableau 22 : Analyse comparative de l'usure glénoïdienne dans le plan sagittal des prothèses inversées BIO-RSA et non latéralisées	p.74
Tableau 23 : Analyse comparative radiographique préopératoire des prothèses inversées BIO-RSA et non latéralisées	p.75
Tableau 24 : Analyse comparative radiographique préopératoire et post-opératoire des prothèses inversées BIO-RSA et non latéralisées	p.75
Tableau 25 : Analyse comparative des modifications radiographiques au dernier recul des prothèses inversées BIO-RSA et non latéralisées	p.76
Tableau 26 : Caractéristiques des populations des prothèses anatomiques et inversées	p.77
Tableau 27 : Évaluation clinique comparative préopératoire des prothèses anatomiques et inversées	p.78
Tableau 28 : Évaluation clinique comparative au dernier recul des prothèses anatomiques et inversées	p.78
Tableau 29 : Analyse radiographique préopératoire comparative des prothèses anatomiques et inversées	p.79
Tableau 30 : Analyse radiographique comparative de l'usure glénoïdienne dans le plan axial des prothèses anatomiques et inversées	p.79
Tableau 31 : Analyse radiographique comparative de l'usure glénoïdienne dans le plan sagittal des prothèses anatomiques et inversées	p.80

Tableau 32 : Analyse comparative des modifications radiographiques au dernier recul des prothèses anatomiques et inversées	p.80
Tableau 33 : Analyse radiographique comparative post-opératoire et au dernier recul des prothèses anatomiques et inversées	p.81
Tableau 34 : Caractéristiques des populations des PTE anatomiques et hémi-arthroplasties	p.82
Tableau 35 : Évaluation clinique préopératoire comparative des prothèses totales anatomiques et hémi-arthroplasties	p.82
Tableau 36. Évaluation clinique comparative au dernier recul des prothèses totales anatomiques et hémi-arthroplasties	p.83
Tableau 37. Analyse radiographique comparative préopératoire des prothèses totales anatomiques et hémi-arthroplasties	p.84
Tableau 38. Analyse radiographique comparative de l'usure glénoïdienne dans le plan axial des prothèses totales anatomiques et hémi-arthroplasties	p.84
Tableau 39. Analyse radiographique comparative de l'usure glénoïdienne dans le plan sagittal des prothèses totales anatomiques et hémi-arthroplasties	p.84
Tableau 40. Analyse comparative des modifications radiographiques au dernier recul des prothèses totales anatomiques et hémi-arthroplasties	p.85
Tableau 41. Analyse radiographique comparative au dernier recul des prothèses totales anatomiques et hémi-arthroplasties	p.85
Tableau 42. Caractéristiques des populations d'hémi-arthroplasties pyrocarbure® et chrome-cobalt	p.86
Tableau 43. Évaluation clinique comparative préopératoire des hémi-arthroplasties pyrocarbure® et chrome-cobalt	p.86
Tableau 44. Évaluation clinique comparative au dernier recul des hémi-arthroplasties pyrocarbure® et chrome-cobalt	p. 87
Tableau 45. Analyse radiographique comparative préopératoire des hémi-arthroplasties pyrocarbure® et chrome-cobalt	p.87
Tableau 46. Analyse radiographique comparative de l'usure glénoïdienne dans le plan axial des hémi-arthroplasties pyrocarbure® et chrome-cobalt	p.88
Tableau 47. Analyse radiographique comparative de l'usure glénoïdienne dans le plan axial des hémi-arthroplasties pyrocarbure® et chrome-cobalt	p.88

Tableau 48. Analyse radiographique comparative post-opératoire et au dernier recul des héli-arthroplasties pyrocarbone® et chrome-cobalt	p.89
Tableau 49. Analyse comparative des modifications radiographiques au dernier recul des héli-arthroplasties pyrocarbone® et chrome-cobalt	p.89
Tableau 50. Caractéristiques des populations des prothèses anatomiques et inversées après reprise de resurfaçage	p.90
Tableau 51. Évaluation clinique comparative préopératoire des prothèses anatomiques et inversées après reprise de resurfaçage	p.90
Tableau 52. Évaluation clinique comparative au dernier recul des prothèses anatomiques et inversées après reprise de resurfaçage	p.91
Tableau 53. Analyse comparative des modifications radiographiques au dernier recul des prothèses anatomiques et inversées après reprise de resurfaçage	p.91

IX. LISTE DES ABRÉVIATIONS

HA : Hémiarthroplastie

PTE : Prothèse totale d'épaule

EAA : Élévation antérieure active

RE : Rotation externe

RI : Rotation interne

EVA : Échelle visuelle analogique

SSV : Simple shoulder value

IDG : Index de dégénérescence graisseuse global

PG : Profondeur de glène

ESA : Espace sous-acromial

BLT : Bras de levier trochitérien

Préop. : Préopératoire

Post-op. : Postopératoire

TDM : Tomodensitométrie

BIO-RSA : Bony-increased offset reverse shoulder arthroplasty

J+12 : 12ème jour post-opératoire

BMI : Body Mass Index

ANALYSE D'UNE ARTHROPLASTIE D'EPAULE A TIGE HUMERALE COURTE ET NON CIMENTÉE.

A PROPOS DE 79 CAS A 2 ANS DE REcul MINIMUM.

RESUME EN FRANÇAIS :

L'utilisation d'un implant à tige courte en fixation press-fit repose sur la diminution des phénomènes de stress-shielding et la conservation du stock osseux. Le caractère convertible des tiges courtes Ascend Flex Wright® est un avantage supplémentaire dans la chirurgie de reprise en permettant de s'affranchir des difficultés d'extraction de l'implant huméral. L'objectif de cette étude était d'évaluer les résultats cliniques et radiographiques à plus de 2ans de recul d'une tige courte non cimentée.

79 patients ont été inclus avec un recul minimum de 24 mois (moyenne 31 mois). Il s'agissait de 49 prothèses anatomiques et 30 prothèses inversées. L'évaluation clinique reposait sur le score de Constant, le SSV et la mesure des mobilités actives. Au dernier recul, l'analyse radiographique comportait la présence de liseré radio-transparent, de « spot welds » et lignes ostéo-condensantes, d'ostéolyse des tubérosités et du calcar, d'amincissement cortical.

En post opératoire, le score de constant, le SSV et les mobilités actives étaient significativement augmentées. Au dernier recul l'analyse radiographique retrouvait 20% de liserés radio-transparents (n=10) dans le groupe « prothèse anatomique » et 10% (n=3) dans le groupe « prothèse inversée ». Un cas de descellement aseptique est survenu au 5^{ème} mois post-opératoire dans le groupe « prothèse inversée ». L'amincissement cortical, la présence de « spot welds » et de lignes ostéo-condensantes étaient corrélés au remplissage du fût huméral et au sexe féminin. De la même manière, le niveau de remodelage global était fonction du remplissage du fût huméral. La présence de modifications radiographiques n'était pas associée à un moindre résultat clinique.

Les résultats des prothèses à tige courte à plus de 2 ans de recul sont satisfaisants. La présence de modifications radiologiques survenant précocement nécessite un suivi à plus long terme afin de juger leur évolutivité. Il apparait opportun de limiter la taille de l'implant huméral afin de réduire les phénomènes de stress-shielding.

TITRE EN ANGLAIS: Analysis of short uncemented humeral stem in shoulder arthroplasty. About 79 cases at 2 years of minimum recovery.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE: Médecine spécialisée clinique

MOTS-CLÉS : prothèse d'épaule, tige courte, fixation press-fit, tige convertible.

Université Toulouse III-Paul Sabatier
Faculté de médecine Toulouse-Purpan,
37 Allées Jules Guesde 31000 Toulouse

Directeur de thèse : Pierre MANSAT