

Résultats préliminaires d'une tige humérale courte, non cimentée et convertible dans l'arthroplastie d'épaule : à propos de 66 cas avec un recul minimum de 2 ans

Thomas Goetzmann

▶ **To cite this version:**

Thomas Goetzmann. Résultats préliminaires d'une tige humérale courte, non cimentée et convertible dans l'arthroplastie d'épaule : à propos de 66 cas avec un recul minimum de 2 ans. Sciences du Vivant [q-bio]. 2015. hal-01731942

HAL Id: hal-01731942
https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01731942

Submitted on 14 Mar 2018

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

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

AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-thesesexercice-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4
Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10
http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php
http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm

THÈSE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement

dans le cadre du troisième cycle de Médecine Spécialisée

par

Thomas GOETZMANN

le 02 octobre 2015

RESULTATS PRELIMINAIRES D'UNE TIGE HUMERALE COURTE, NON CIMENTEE ET CONVERTIBLE DANS L'ARTHROPLASTIE D'EPAULE :

A PROPOS DE 66 CAS AVEC UN RECUL MINIMUM DE 2 ANS.

Examinateurs de la thèse :

M. **MOLÉ Daniel**	Professeur	Président de thèse
M. **SIRVEAUX François**	Professeur	Juge
M. **KEMPF Jean-François**	Professeur	Juge
M. **JACQUOT Adrien**	Docteur	Directeur de thèse

THÈSE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement

dans le cadre du troisième cycle de Médecine Spécialisée

par

Thomas GOETZMANN

le 02 octobre 2015

RESULTATS PRELIMINAIRES D'UNE TIGE HUMERALE COURTE, NON CIMENTEE ET CONVERTIBLE POUR L'ARTHROPLASTIE D'EPAULE :

A PROPOS DE 66 CAS AVEC UN RECUL MINIMUM DE 2 ANS.

Examinateurs de la thèse :

M. **MOLÉ Daniel**	Professeur	Président de thèse
M. **SIRVEAUX François**	Professeur	Juge
M. **KEMPF Jean-François**	Professeur	Juge
M. **JACQUOT Adrien**	Docteur	Directeur de thèse

Président de l'Université de Lorraine :
Professeur Pierre MUTZENHARDT
Doyen de la Faculté de Médecine :
Professeur Marc BRAUN

Vice-doyens
Pr Karine ANGIOI-DUPREZ, Vice-Doyen
Pr Marc DEBOUVERIE, Vice-Doyen

Assesseurs :
Premier cycle : Dr Guillaume GAUCHOTTE
Deuxième cycle : Pr Marie-Reine LOSSER
Troisième cycle : Pr Marc DEBOUVERIE

Innovations pédagogiques : Pr Bruno CHENUEL

Formation à la recherche : Dr Nelly AGRINIER
Animation de la recherche clinique : Pr François ALLA

Affaires juridiques et Relations extérieures : Dr Frédérique CLAUDOT
Vie Facultaire et SIDES : Dr Laure JOLY
Relations Grande Région : Pr Thomas FUCHS-BUDER
Etudiant : M. Lucas SALVATI

Chargés de mission

Bureau de docimologie : Dr Guillaume GAUCHOTTE
Commission de prospective facultaire : Pr Pierre-Edouard BOLLAERT
Universitarisation des professions paramédicales : Pr Annick BARBAUD
Orthophonie : Pr Cécile PARIETTI-WINKLER
PACES : Dr Chantal KOHLER
Plan Campus : Pr Bruno LEHEUP
International : Pr Jacques HUBERT

==========

DOYENS HONORAIRES

Professeur Jean-Bernard DUREUX - Professeur Jacques ROLAND - Professeur Patrick NETTER
Professeur Henry COUDANE

==========

PROFESSEURS HONORAIRES

Jean-Marie ANDRE - Daniel ANTHOINE - Alain AUBREGE - Gérard BARROCHE - Alain BERTRAND - Pierre BEY
Marc-André BIGARD - Patrick BOISSEL – Pierre BORDIGONI - Jacques BORRELLY - Michel BOULANGE
Jean-Louis BOUTROY - Jean-Claude BURDIN - Claude BURLET - Daniel BURNEL - Claude CHARDOT - François CHERRIER Jean-Pierre CRANCE - Gérard DEBRY - Jean-Pierre DELAGOUTTE - Emile de LAVERGNE - Jean-Pierre DESCHAMPS
Jean-Bernard DUREUX - Gérard FIEVE - Jean FLOQUET - Robert FRISCH - Alain GAUCHER - Pierre GAUCHER
Hubert GERARD - Jean-Marie GILGENKRANTZ - Simone GILGENKRANTZ - Oliéro GUERCI - Claude HURIET
Christian JANOT - Michèle KESSLER – François KOHLER - Jacques LACOSTE - Henri LAMBERT - Pierre LANDES
Marie-Claire LAXENAIRE - Michel LAXENAIRE - Jacques LECLERE - Pierre LEDERLIN - Bernard LEGRAS
Jean-Pierre MALLIÉ - Michel MANCIAUX - Philippe MANGIN - Pierre MATHIEU - Michel MERLE - Denise MONERET-VAUTRIN Pierre MONIN - Pierre NABET - Jean-Pierre NICOLAS - Pierre PAYSANT - Francis PENIN - Gilbert PERCEBOIS
Claude PERRIN - Guy PETIET - Luc PICARD - Michel PIERSON – François PLENAT - Jean-Marie POLU - Jacques POUREL Jean PREVOT - Francis RAPHAEL - Antoine RASPILLER – Denis REGENT - Michel RENARD - Jacques ROLAND
René-Jean ROYER - Daniel SCHMITT - Michel SCHMITT - Michel SCHWEITZER - Daniel SIBERTIN-BLANC - Claude SIMON Danièle SOMMELET - Jean-François STOLTZ - Michel STRICKER - Gilbert THIBAUT- Augusta TREHEUX - Hubert UFFHOLTZ Gérard VAILLANT - Paul VERT - Colette VIDAILHET - Michel VIDAILHET – Jean-Pierre VILLEMOT - Michel WAYOFF
Michel WEBER

==========

PROFESSEURS ÉMÉRITES

Professeur Gérard BARROCHE – Professeur Pierre BEY - Professeur Marc-André BIGARD – Professeur Jean-Pierre CRANCE Professeur Jean-Pierre DELAGOUTTE – Professeure Michèle KESSLER - Professeur Jacques LECLERE
Professeur Pierre MONIN - Professeur Jean-Pierre NICOLAS - Professeur Luc PICARD – Professeur François PLENAT Professeur Jacques POUREL - Professeur Michel SCHMITT – Professeur Daniel SIBERTIN-BLANC
Professeur Hubert UFFHOLTZ - Professeur Paul VERT - Professeure Colette VIDAILHET - Professeur Michel VIDAILHET Professeur Michel WAYOFF

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

(Disciplines du Conseil National des Universités)

42ème Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1ère sous-section : ***(Anatomie)***
Professeur Gilles GROSDIDIER - Professeur Marc BRAUN
2ème sous-section : ***(Cytologie et histologie)***
Professeur Bernard FOLIGUET – Professeur Christo CHRISTOV
3ème sous-section : ***(Anatomie et cytologie pathologiques)***
Professeur Jean-Michel VIGNAUD

43ème Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDECINE

1ère sous-section : ***(Biophysique et médecine nucléaire)***
Professeur Gilles KARCHER – Professeur Pierre-Yves MARIE – Professeur Pierre OLIVIER
2ème sous-section : ***(Radiologie et imagerie médecine)***
Professeur Michel CLAUDON – Professeure Valérie CROISÉ-LAURENT
Professeur Serge BRACARD – Professeur Alain BLUM – Professeur Jacques FELBLINGER - Professeur René ANXIONNAT

44ème Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION

1ère sous-section : ***(Biochimie et biologie moléculaire)***
Professeur Jean-Louis GUÉANT – Professeur Jean-Luc OLIVIER – Professeur Bernard NAMOUR
2ème sous-section : ***(Physiologie)***
Professeur François MARCHAL – Professeur Bruno CHENUEL – Professeur Christian BEYAERT
3ème sous-section : ***(Biologie Cellulaire)***
Professeur Ali DALLOUL
4ème sous-section : ***(Nutrition)***
Professeur Olivier ZIEGLER – Professeur Didier QUILLIOT - Professeure Rosa-Maria RODRIGUEZ-GUEANT

45ème Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE

1ère sous-section : ***(Bactériologie – virologie ; hygiène hospitalière)***
Professeur Alain LE FAOU - Professeur Alain LOZNIEWSKI – Professeure Evelyne SCHVOERER
2ème sous-section : ***(Parasitologie et Mycologie)***
Professeure Marie MACHOUART
3ème sous-section : ***(Maladies infectieuses ; maladies tropicales)***
Professeur Thierry MAY – Professeur Christian RABAUD – Professeure Céline PULCINI

46ème Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ

1ère sous-section : ***(Épidémiologie, économie de la santé et prévention)***
Professeur Philippe HARTEMANN – Professeur Serge BRIANÇON - Professeur Francis GUILLEMIN
Professeur Denis ZMIROU-NAVIER – Professeur François ALLA
2ème sous-section : ***(Médecine et santé au travail)***
Professeur Christophe PARIS
3ème sous-section : ***(Médecine légale et droit de la santé)***
Professeur Henry COUDANE
4ème sous-section : ***(Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication)***
Professeure Eliane ALBUISSON – Professeur Nicolas JAY

47ème Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE

1ère sous-section : ***(Hématologie ; transfusion)***
Professeur Pierre FEUGIER
2ème sous-section : ***(Cancérologie ; radiothérapie)***
Professeur François GUILLEMIN – Professeur Thierry CONROY - Professeur Didier PEIFFERT
Professeur Frédéric MARCHAL

3ème sous-section : *(Immunologie)*
Professeur Gilbert FAURE – Professeur Marcelo DE CARVALHO-BITTENCOURT
4ème sous-section : *(Génétique)*
Professeur Philippe JONVEAUX – Professeur Bruno LEHEUP

48ème Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D'URGENCE, PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE
1ère sous-section : *(Anesthésiologie - réanimation ; médecine d'urgence)*
Professeur Claude MEISTELMAN – Professeur Hervé BOUAZIZ - Professeur Gérard AUDIBERT
Professeur Thomas FUCHS-BUDER – Professeure Marie-Reine LOSSER
2ème sous-section : *(Réanimation ; médecine d'urgence)*
Professeur Alain GERARD - Professeur Pierre-Édouard BOLLAERT - Professeur Bruno LÉVY – Professeur Sébastien GIBOT
3ème sous-section : *(Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique ; addictologie)*
Professeur Patrick NETTER – Professeur Pierre GILLET – Professeur J.Y. JOUZEAU (*pharmacien*)
4ème sous-section : *(Thérapeutique ; médecine d'urgence ; addictologie)*
Professeur François PAILLE – Professeur Faiez ZANNAD - Professeur Patrick ROSSIGNOL

49ème Section : PATHOLOGIE NERVEUSE ET MUSCULAIRE, PATHOLOGIE MENTALE, HANDICAP ET RÉÉDUCATION
1ère sous-section : *(Neurologie)*
Professeur Hervé VESPIGNANI - Professeur Xavier DUCROCQ – Professeur Marc DEBOUVERIE
Professeur Luc TAILLANDIER - Professeur Louis MAILLARD – Professeure Louise TYVAERT
2ème sous-section : *(Neurochirurgie)*
Professeur Jean-Claude MARCHAL – Professeur Jean AUQUE – Professeur Olivier KLEIN
Professeur Thierry CIVIT - Professeure Sophie COLNAT-COULBOIS
3ème sous-section : *(Psychiatrie d'adultes ; addictologie)*
Professeur Jean-Pierre KAHN – Professeur Raymund SCHWAN
4ème sous-section : *(Pédopsychiatrie ; addictologie)*
Professeur Bernard KABUTH
5ème sous-section : *(Médecine physique et de réadaptation)*
Professeur Jean PAYSANT

50ème Section : PATHOLOGIE OSTÉO-ARTICULAIRE, DERMATOLOGIE ET CHIRURGIE PLASTIQUE
1ère sous-section : *(Rhumatologie)*
Professeure Isabelle CHARY-VALCKENAERE – Professeur Damien LOEUILLE
2ème sous-section : *(Chirurgie orthopédique et traumatologique)*
Professeur Daniel MOLE - Professeur Didier MAINARD - Professeur François SIRVEAUX – Professeur Laurent GALOIS
3ème sous-section : *(Dermato-vénéréologie)*
Professeur Jean-Luc SCHMUTZ – Professeure Annick BARBAUD
4ème sous-section : *(Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique ; brûlologie)*
Professeur François DAP - Professeur Gilles DAUTEL - Professeur Etienne SIMON

51ème Section : PATHOLOGIE CARDIO-RESPIRATOIRE ET VASCULAIRE
1ère sous-section : *(Pneumologie ; addictologie)*
Professeur Yves MARTINET – Professeur Jean-François CHABOT – Professeur Ari CHAOUAT
2ème sous-section : *(Cardiologie)*
Professeur Etienne ALIOT – Professeur Yves JUILLIERE
Professeur Nicolas SADOUL - Professeur Christian de CHILLOU DE CHURET
3ème sous-section : *(Chirurgie thoracique et cardiovasculaire)*
Professeur Thierry FOLLIGUET
4ème sous-section : *(Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire)*
Professeur Denis WAHL – Professeur Sergueï MALIKOV

52ème Section : MALADIES DES APPAREILS DIGESTIF ET URINAIRE
1ère sous-section : *(Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie)*
Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI – Professeur Laurent PEYRIN-BIROULET
3ème sous-section : *(Néphrologie)*
Professeure Dominique HESTIN – Professeur Luc FRIMAT
4ème sous-section : *(Urologie)*
Professeur Jacques HUBERT – Professeur Pascal ESCHWEGE

53ème Section : MÉDECINE INTERNE, GÉRIATRIE ET CHIRURGIE GÉNÉRALE
1ère sous-section : *(Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; médecine générale ; addictologie)*

Professeur Jean-Dominique DE KORWIN – Professeur Pierre KAMINSKY - Professeur Athanase BENETOS
Professeure Gisèle KANNY – Professeure Christine PERRET-GUILLAUME

2ème sous-section : *(Chirurgie générale)*

Professeur Laurent BRESLER - Professeur Laurent BRUNAUD – Professeur Ahmet AYAV

54ème Section : DÉVELOPPEMENT ET PATHOLOGIE DE L'ENFANT, GYNÉCOLOGIE-OBSTÉTRIQUE, ENDOCRINOLOGIE ET REPRODUCTION

1ère sous-section : *(Pédiatrie)*

Professeur Jean-Michel HASCOET - Professeur Pascal CHASTAGNER - Professeur François FEILLET
Professeur Cyril SCHWEITZER – Professeur Emmanuel RAFFO – Professeure Rachel VIEUX

2ème sous-section : *(Chirurgie infantile)*

Professeur Pierre JOURNEAU – Professeur Jean-Louis LEMELLE

3ème sous-section : *(Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale)*

Professeur Philippe JUDLIN – Professeur Olivier MOREL

4ème sous-section : *(Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques ; gynécologie médicale)*

Professeur Georges WERYHA – Professeur Marc KLEIN – Professeur Bruno GUERCI

55ème Section : PATHOLOGIE DE LA TÊTE ET DU COU

1ère sous-section : *(Oto-rhino-laryngologie)*

Professeur Roger JANKOWSKI – Professeure Cécile PARIETTI-WINKLER

2ème sous-section : *(Ophtalmologie)*

Professeur Jean-Luc GEORGE – Professeur Jean-Paul BERROD – Professeure Karine ANGIOI

3ème sous-section : *(Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie)*

Professeur Jean-François CHASSAGNE – Professeure Muriel BRIX

==========

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS

61ème Section : GÉNIE INFORMATIQUE, AUTOMATIQUE ET TRAITEMENT DU SIGNAL

Professeur Walter BLONDEL

64ème Section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE

Professeure Sandrine BOSCHI-MULLER

==========

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS DE MÉDECINE GÉNÉRALE

Professeur Jean-Marc BOIVIN

PROFESSEUR ASSOCIÉ DE MÉDECINE GÉNÉRALE

Professeur associé Paolo DI PATRIZIO

==========

MAÎTRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

42ème Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1ère sous-section : *(Anatomie)*

Docteur Bruno GRIGNON – Docteure Manuela PEREZ

2ème sous-section : *(Cytologie et histologie)*

Docteur Edouard BARRAT - Docteure Françoise TOUATI – Docteure Chantal KOHLER

3ème sous-section : *(Anatomie et cytologie pathologiques)*

Docteure Aude MARCHAL – Docteur Guillaume GAUCHOTTE

43ème Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDECINE

1ère sous-section : *(Biophysique et médecine nucléaire)*

Docteur Jean-Claude MAYER - Docteur Jean-Marie ESCANYE

2ème sous-section : (Radiologie et imagerie médecine)

Docteur Damien MANDRY – Docteur Pedro TEIXEIRA (*stagiaire*)

44ème Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION

1ère sous-section : *(Biochimie et biologie moléculaire)*

Docteure Sophie FREMONT - Docteure Isabelle GASTIN – Docteur Marc MERTEN
Docteure Catherine MALAPLATE-ARMAND - Docteure Shyue-Fang BATTAGLIA – Docteur Abderrahim OUSSALAH (*stagiaire*)

2ème sous-section : ***(Physiologie)***

Docteur Mathias POUSSEL – Docteure Silvia VARECHOVA

3ème sous-section : ***(Biologie Cellulaire)***

Docteure Véronique DECOT-MAILLERET

45ème Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE

1ère sous-section : *(Bactériologie – Virologie ; hygiène hospitalière)*

Docteure Véronique VENARD – Docteure Hélène JEULIN – Docteure Corentine ALAUZET

2ème sous-section : (Parasitologie et mycologie (type mixte : biologique)

Docteure Anne DEBOURGOGNE (*sciences)*

3ème sous-section : *(Maladies Infectieuses ; Maladies Tropicales)*

Docteure Sandrine HENARD

46ème Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ

1ère sous-section : *(Epidémiologie, économie de la santé et prévention)*

Docteur Alexis HAUTEMANIÈRE – Docteure Frédérique CLAUDOT – Docteur Cédric BAUMANN – Docteure Nelly AGRINIER (*stagiaire*)

2ème sous-section *(Médecine et Santé au Travail)*

Docteure Isabelle THAON

3ème sous-section *(Médecine légale et droit de la santé)*

Docteur Laurent MARTRILLE

47ème Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE

1ère sous-section : *(Hématologie ; transfusion : option hématologique (type mixte : clinique)*

Docteur Aurore PERROT (*stagiaire*)

2ème sous-section : *(Cancérologie ; radiothérapie : cancérologie (type mixte : biologique)*

Docteure Lina BOLOTINE

4ème sous-section : *(Génétique)*

Docteur Christophe PHILIPPE – Docteure Céline BONNET

48ème Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D'URGENCE, PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE

3ème sous-section : *(Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique)*

Docteure Françoise LAPICQUE – Docteur Nicolas GAMBIER – Docteur Julien SCALA-BERTOLA

50ème Section : PATHOLOGIE OSTÉO-ARTICULAIRE, DERMATOLOGIE ET CHIRURGIE PLASTIQUE

1ère sous-section : ***(Rhumatologie)***

Docteure Anne-Christine RAT

3ème sous-section : *(Dermato-vénéréologie)*

Docteure Anne-Claire BURSZTEJN

4ème sous-section : ***(Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique ; brûlologie)***

Docteure Laetitia GOFFINET-PLEUTRET

51ème Section : PATHOLOGIE CARDIO-RESPIRATOIRE ET VASCULAIRE

3ème sous-section : *(Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire)*

Docteur Fabrice VANHUYSE

4ème sous-section : ***(Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire)***

Docteur Stéphane ZUILY

52ème Section : MALADIES DES APPAREILS DIGESTIF ET URINAIRE

1ère sous-section : *(Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie)*

Docteur Jean-Baptiste CHEVAUX (*stagiaire)*

53ème Section : MÉDECINE INTERNE, GÉRIATRIE et CHIRURGIE GÉNÉRALE

1ère sous-section : *(Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; médecine générale ; addictologie)*

Docteure Laure JOLY

==========

MAÎTRE DE CONFÉRENCE DES UNIVERSITÉS DE MÉDECINE GÉNÉRALE

Docteure Elisabeth STEYER

==========

MAÎTRES DE CONFÉRENCES

5ème Section : SCIENCES ÉCONOMIQUES

Monsieur Vincent LHUILLIER

19ème Section : SOCIOLOGIE, DÉMOGRAPHIE

Madame Joëlle KIVITS

60ème Section : MÉCANIQUE, GÉNIE MÉCANIQUE, GÉNIE CIVIL

Monsieur Alain DURAND

61ème Section : GÉNIE INFORMATIQUE, AUTOMATIQUE ET TRAITEMENT DU SIGNAL

Monsieur Jean REBSTOCK

64ème Section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE

Madame Marie-Claire LANHERS – Monsieur Pascal REBOUL – Monsieur Nick RAMALANJAONA

65ème Section : BIOLOGIE CELLULAIRE

Monsieur Jean-Louis GELLY - Madame Ketsia HESS – Monsieur Hervé MEMBRE
Monsieur Christophe NEMOS - Madame Natalia DE ISLA - Madame Nathalie MERCIER – Madame Céline HUSELSTEIN

66ème Section : PHYSIOLOGIE

Monsieur Nguyen TRAN

==========

MAÎTRES DE CONFÉRENCES ASSOCIÉS

Médecine Générale

Docteure Sophie SIEGRIST - Docteur Arnaud MASSON - Docteur Pascal BOUCHE

==========

DOCTEURS HONORIS CAUSA

Professeur Charles A. BERRY (1982)
Centre de Médecine Préventive, Houston (U.S.A)
Professeur Pierre-Marie GALETTI (1982)
Brown University, Providence (U.S.A)
Professeure Mildred T. STAHLMAN (1982)
Vanderbilt University, Nashville (U.S.A)
Professeur Théodore H. SCHIEBLER (1989)
Institut d'Anatomie de Würtzburg (R.F.A)
Université de Pennsylvanie (U.S.A)
Professeur Mashaki KASHIWARA (1996)
Research Institute for Mathematical Sciences de Kyoto (JAPON)

Professeure Maria DELIVORIA-PAPADOPOULOS (1996)
Professeur Ralph GRÄSBECK (1996)
Université d'Helsinki (FINLANDE)
Professeur James STEICHEN (1997)
Université d'Indianapolis (U.S.A)
Professeur Duong Quang TRUNG (1997)
Université d'Hô Chi Minh-Ville (VIÊTNAM)
Professeur Daniel G. BICHET (2001)
Université de Montréal (Canada)
Professeur Marc LEVENSTON (2005)
Institute of Technology, Atlanta (USA)

Professeur Brian BURCHELL (2007)
Université de Dundee (Royaume-Uni)
Professeur Yunfeng ZHOU (2009)
Université de Wuhan (CHINE)
Professeur David ALPERS (2011)
Université de Washington (U.S.A)
Professeur Martin EXNER (2012)
Université de Bonn (ALLEMAGNE)

À notre Maître et Président de Thèse,

Monsieur le Professeur Daniel MOLÉ

Professeur de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique

Vous nous avez fait l'honneur de nous accepter comme élève dans votre service.

L'étendue de vos connaissances chirurgicales, la justesse de vos diagnostics et votre aisance technique sont pour nous des exemples.

Vous avez su nous transmettre, jour après jour, votre passion pour la chirurgie, votre expérience et votre rigueur.

Votre dévouement et votre omniprésence au sein du service nous ont impressionné.

Nous mesurons la chance de pouvoir continuer chaque jour à apprendre à vos côtés, et espérons nous en montrer digne.

Que ce travail soit l'expression de notre profond respect et de notre sincère dévouement.

À notre Maître et Juge,

Monsieur le Professeur François SIRVEAUX

Professeur de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique

C’est un immense honneur de vous compter parmi nos juges.

Votre précision technique ainsi que vos connaissances de la chirurgie de l’épaule forcent notre admiration.

Votre curiosité scientifique, votre esprit d’innovation et votre quête de l’excellence sont pour nous des modèles.

Nous avons été impressionnés par votre dévouement pour vos patients et l’enthousiasme avec lequel vous enseignez.

Que ce travail soit le reflet de notre sincère reconnaissance.

À notre Maître et Juge,

Monsieur le Professeur Jean-François KEMPF

Professeur de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique

Nous vous remercions de l'honneur que vous nous faites d'accepter de juger ce travail.

Nous n'avons pas eu le privilège de travailler à vos côtés, mais votre connaissance de la chirurgie de l'épaule et votre renommée sont pour nous des exemples à suivre.

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

C'est un grand honneur de vous compter parmi nos juges.

À notre Maître et Directeur de Thèse,

Monsieur le Docteur Adrien JACQUOT

Docteur en médecine, Chirurgie Orthopédique et Traumatologique

Nous vous remercions de l'honneur que vous nous faites de juger ce travail.

Vous nous avez accompagné tout au long de notre apprentissage.

Nous vous remercions pour votre soutien précieux et votre disponibilité.

Nous avons été impressionnés par vos qualités chirurgicales et l'étendue de vos connaissances.

Nous sommes heureux de poursuivre notre formation à vos côtés.

Nous espérons que ce travail sera digne de notre reconnaissance.

Aux Docteurs Walch, Neyton et Godenèche :

Pour m'avoir mis à disposition vos dossiers, et m'avoir permis d'accomplir ce travail.

Aux secrétaires scientifiques du centre orthopédique Santy :

Pour votre accueil, votre gentillesse, votre efficacité et votre disponibilité.

À Lorraine, pour ton soutien sans faille et ta patience (et il t'en a fallu…). À la chance que j'ai de partager ta vie. À notre avenir, à notre amour !

À ma famille,

À mes parents, pour m'avoir inculqué vos valeurs dès le plus jeune âge. Pour m'avoir soutenu et encouragé tout au long de ces années. Je n'ai pas été très disponible, mais j'espère que la fierté que vous tirerez ce travail pourra en partie compenser ce manque.
Pour votre amour.

À ma sœur Camille, qui a bien grandi et dont je suis très fier. Je suis heureux de te voir si rayonnante et épanouie avec **Anthony**.

À mes frères François et Bruno, parce que le monosourcil c'est hipster. Merci d'assurer la relève au handball les cocos ! À **Laura**, l'autre artiste de la famille.

À mes grands-mères, pour votre amour sans faille. J'espère que vous êtes fières de votre petit-fils.

À mes grands-pères Pierre et Jean-Marie, à tata Ginette, j'aurai aimé vous avoir à mes côtés aujourd'hui.

À mes tantes et oncles, à mes cousines et cousins, qu'il serait trop long de citer.

À Françoise, Bruno, Simone, Martine et Benoit, au plaisir de faire partie de votre famille.

À Pauline, Thomas et Sybille de Strasbourg qui a 5 ans (ou presque), il nous reste encore quelques bouteilles à déguster avant de devenir de fins œnologues ! À tous nos bons moments !

À mes amis de toujours,

Pierre et Philippe, vous avez toujours fait partie de ma vie. Plus de 25 ans que l'on se connait, bien plus qu'une simple amitié ! À **Amandine** et **Perrine** qui partagent vos vies.

Camille, Pour ta gentillesse inégalable, et le bonheur d'avoir été ton témoin. C'est toujours un plaisir de partager des moments avec toi. À **Alexiane** ta moitié.

À mes amis de Fac, ma seconde famille, sans qui ces études, soirées, vacances n'auraient pas eu la même saveur !! Vivement la suite…

Mykel, à tous ces moments depuis la rue de Saurupt. C'est une chance d'avoir un ami comme toi. À **Marion**.

Antoine, depuis la première année, deux meusiens dans la ville. Ce n'était pas gagné mais on s'en est plutôt bien sorti.

Danounet, mon partenaire de coinche ad vitam eternam. J'en connais qui ont du souci à se faire pour encore de nombreuses années. À **Sophie** qui te fait manquer les premières pistes.

Saïd, ta joie de vivre et ton sens du rythme sont inégalables. NYC, we're coming !!!

Martin, le roi de l'idée farfelue… (Non, la tyrolienne ce n'était pas une bonne idée!) **Anne-Lise** et sa doudoune à poils ! À **Tic et Tac**.

Loulou, parce que l'important c'est le propane !! **Laurianne,** maman, et pas seulement d'Arthur… parce qu'être organisée ce n'est pas être rigide !

Léa, ma gazière préférée. Tu n'as pas ton pareil pour tous les faire taire !

Anne-Laure, ma binôme !! Top Chef c'est pour les rigolos…

Solène, ce soir j'emmène la baronne écouter l'électro de l'Arq !

Julie, et Florian qui te donne des ailes !

Elfie et ses propriétaires, fiers d'être meusiens !

Mathias, en trois … Ricola, Bistouri, Club Med !

Pauline, la reine du palper-rouler !

Ismaël, notre star américaine !

À mes amis chirurgiens,

Guillaume A., mon papa de la chirurgie, toujours prêt à pantiner avec le fils !! Merci de m'avoir épaulé et soutenu depuis le début ! À **Anne** pour ta gentillesse, à l'héritier.

Adrien, c'est un plaisir de partager des moments avec toi : iskender, boulot (aussi…), congrès… Par contre, prendre l'avion juste pour le Golden Kokorec, ce n'était pas un peu excessif ?! **À Julie**, **Paul et Lisa**.

Damien, le seul chirurgien by-night que je connaisse… allumez les projecteurs ! À **Charline,** à votre heureux événement.

Rémi, sans toi le DIU d'arthro n'aurait pas eu la même saveur ! Ce soir c'est la tranchée !

Jul', merci pour ce super semestre (les pti-dèj au 3B sont devenus une tradition) !! À votre belle Victoire !

Marie, à jamais associée à Bohemian Rhapsody.

Jean-Ma, pour ton art de la poircuitte… À toute ta petite famille.

Arnaud, ça c'est beau !!!

Hubert et Ariane, des amis VIP !

À mes amis de promo,

Marylisa (pour ton sens du goût), **Sophie** (pour toutes nos aventures en CGU)**, Béa** (pour notre semestre avec le Docteur Bob)**, LeGallou, Charbel, Thomas S. :** pour votre bonne humeur et parce que vous gardez les pieds sur terre ! À notre amitié ! Promis la prochaine fois on vient en weekend avec vous !

À mes anciens co-internes,

Delphine (en souvenirs de ces soirées à la clinique avec sexion d'assaut)**, Guillaume B., Stéphane** (t'aurais pas une boîte kleenex?)**, Benj'** (pour ton amitié fidèle)**, Bebert, Detam'** (allonge ton shoot !)**, Quentin, la machine, Cyrille** (va te faire refaire)**, Amandine, Victor, Manuela, Thomas B., Juliette, Paulo** (le sens du style)**, Jauffrey, Camille, Sophie S., Yohann, Kevin.**

À mes amis chirurgiens de la main : Nico, Clothilde, Huguette, Germain, Armelle, Pierre-Yves, Jérémy, Benoit…: parce que même la 3ème phalange du 5ème doigt de la main gauche reste un os…

À mes anciens chefs de clinique,
Richard, Didier, Olivier B., Julien, George, Sandrine, Florian, Madeleine, Samia, Florence, Olivier L.

Au Docteur Olivier Roche pour votre technique chirurgicale, vos connaissances et vos qualités d'enseignement. C'est une chance d'apprendre à vos côtés !

Au Docteur Patrick Gervais, pour ton paternalisme et ta bienveillance ! Pour ta joie de vivre et ton humour ! Le professeur te remercie…

Au Docteur Sibylle Bevilacqua, pour ta disponibilité et ta gentillesse.

Au Docteur Pillot, pour m'avoir accompagné dès mes premiers pas, un semestre inoubliable !

Au Docteur Berrichi (Bob), pour ta bonne humeur et tes talents de traumatologue.

Au Docteur Stéphane Barbary, le premier à m'avoir donné envie de suivre cette voie.

Aux Docteurs Vasilescu, Robaux, Chastel, Corbonnois, Boulland, Caillou, Cesari, De Gasperi.

À tout le personnel médical et paramédical, qui a grandement participé à ma formation, et particulièrement **au personnel du centre chirurgical Émile Gallé** qui m'a supporté et soutenu pendant 2 ans et demi. Merci pour votre gentillesse et votre bonne humeur !

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

Mr le Professeur Molé
Mr le Professeur Sirveaux
Mr le Docteur Roche
Mme le Docteur Bevilacqua
Mr le Professeur Grosdidier
Mr le Docteur Barbary
Mr le Professeur Mainard
Mr le Professeur Galois
Mr le Professeur Journeau
Mr le Professeur Haumont
Mr le Docteur Pillot
Mme le Docteur Perez
Mr le Docteur Reibel
Mr le Docteur Cuny
Mr le Docteur Irrazi
Mr le Docteur Berrichi
Mr le Docteur Ionescu
Mr le Docteur Karrouche
Mme le Docteur Girot
Mme le Docteur Goffinet

À ceux que j'aurai malencontreusement oublié.

SERMENT

« Au moment d'être admis à exercer la médecine, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité. Mon premier souci sera de rétablir, de préserver ou de promouvoir la santé dans tous ses éléments, physiques et mentaux, individuels et sociaux. Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans aucune discrimination selon leur état ou leurs convictions. J'interviendrai pour les protéger si elles sont affaiblies, vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité. Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l'humanité. J'informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des circonstances pour forcer les consciences. Je donnerai mes soins à l'indigent et à quiconque me les demandera. Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me sont confiés. Reçu à l'intérieur des maisons, je respecterai les secrets des foyers et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs. Je ferai tout pour soulager les souffrances. Je ne prolongerai pas abusivement les agonies. Je ne provoquerai jamais la mort délibérément.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

J'apporterai mon aide à mes confrères ainsi qu'à leurs familles dans l'adversité.

Que les hommes et mes confrères m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ; que je sois déshonoré et méprisé si j'y manque ».

TABLE DES MATIÈRES

Prérequis sur la tige Aequalis Ascend™ Flex (Tornier Inc.®) 25
I. Introduction 30
II. Méthode 33
1. Population 33
2. Description de l'implant et technique opératoire 37
3. Évaluation des patients 44
1. Évaluation clinique préopératoire 44
2. Évaluation peropératoire 44
3. Évaluation clinique postopératoire 44
4. Analyse radiologique 45
5. Analyse statistique 51
III. Résultats 52
1. Résultats cliniques 52
1. Prothèses anatomiques 52
2. Prothèses inversées 54
2. Complications et reprises chirurgicales 56
1. Prothèses anatomiques 56
2. Prothèses inversées 56
3. Analyse radiographique 57
1. Analyse globale de la tige 57
2. Ostéolyse corticale proximale 58
1. Évaluation de l'ostéolyse selon l'index cortical 59
1. Analyse de l'ensemble des tiges 59
2. Prothèses anatomiques 59
3. Prothèses inversées 59
2. Influence du type de prothèse sur l'apparition d'ostéolyse 59
3. Influence de l'âge sur l'apparition d'ostéolyse 59
4. Influence du sexe sur l'apparition d'ostéolyse 60

5. Influence du type de fixation sur l'apparition d'ostéolyse 60
6. Influence du taux de remplissage de la tige sur l'apparition d'ostéolyse 61
1. Analyse de l'ensemble des tiges 61
2. Prothèses anatomiques 63
3. Prothèses inversées 66
3. Conclusion sur le remplissage prothétique 69
7. Influence de la qualité osseuse sur l'apparition d'ostéolyse 70
1. Analyse globale de l'ensemble des tiges 70
2. Prothèses anatomiques 73
3. Prothèses inversées 74
4. Conclusion sur l'influence de la qualité osseuse 74
8. Conclusion sur l'apparition d'ostéolyse proximale 75
3. Mesure de l'angle cervicodiaphysaire 76
1. Analyse de l'ensemble de la série 76
2. Prothèses anatomiques 76
3. Prothèses inversées 76
4. Analyse du composant glénoïdien 77
1. Prothèses anatomiques 77
2. Prothèses inversées 77
4. Corrélation radio-clinique 78
1. Prothèses anatomiques 78
2. Prothèses inversées 78
3. Conclusion 79
5. Analyses spécifiques aux prothèses inversées 80
1. Analyse de l'impact du Bio-RSA sur les amplitudes articulaires 80
2. Mesure et analyse de la latéralisation et de la distalisation prothétique après prothèse inversée 81
1. Latéralisation 81
2. Distalisation 83
3. Conclusion concernant la latéralisation et la distalisation 84
IV. Discussion 85

1. Analyse des résultats cliniques 85
1. Prothèses anatomiques 85
2. Prothèses inversées 85
2. Analyse des complications 86
3. Analyse des résultats radiographiques et influence du design prothétique 87
1. Généralités sur la tige Ascend™ Flex 87
2. Fixation non cimentée 87
1. Prothèses anatomiques 87
2. Prothèses inversées 88
3. Conclusion sur la fixation non cimentée 88
3. Tige courte 89
4. Convertibilité 90
4. Analyse de l'apparition d'ostéolyse proximale et des facteurs en cause 91
5. Particularités de la tige Ascend™ Flex pour les prothèses inversées 95
1. Design onlay 95
2. Angle cervico-diaphysaire de 145° 95
3. Analyse de la latéralisation et de la distalisation humérales 96
6. Limites 101
V. Conclusion 102
VI. Références 103
VII. Annexe 109

Prérequis sur la tige Aequalis Ascend™ Flex (Tornier Inc.®)

La tige humérale Ascend™ Flex est une tige de troisième génération, dont l'objectif est d'associer aux avantages de la tige Aequalis (modularité, excentration de la calotte humérale, et angles cervico-diaphysaires multiples, permettant de reproduire au mieux l'anatomie et le centre de rotation de la tête humérale) ceux d'une tige courte, non cimentée, à fixation métaphysaire.

La première version de cet implant était conçue pour une tige anatomique, et nommée : Ascend™ monolithique. Il s'agissait d'une tige courte courbe, métaphysaire, sur laquelle s'adaptait la calotte céphalique par l'intermédiaire d'un cône morse mâle. Les calottes céphaliques étaient disponibles en plusieurs offsets et épaisseurs. Cette tige non revêtue, présentait une surface sablée en titane, et était disponible en 3 angulations cervico-diaphysaires différentes (127,5° - 132,5° - 137,5°). Pour améliorer la fixation métaphysaire et préserver le stock osseux, la préparation humérale se faisait par compaction de l'os spongieux, en utilisant des compacteurs de tailles progressives, remplaçant les habituelles râpes. Cette version fut mise sur le marché en 2009 aux Etats-Unis et en 2010 en Europe (Figure 1).

Figure 1 : Tige Aequalis Ascend™ monolithique : cône mâle, titane sablé sans revêtement (A : design initial de la tige, B : prothèse sans revêtement avec calotte céphalique excentrée)



A B

En 2012, suite aux premiers contrôles postopératoires à 1 an, la tige a été modifiée. En effet, 3 cas de patients présentant des douleurs inexpliquées, sans anomalie radiographique, ont été rapportés. Il a alors été décidé d'améliorer la fixation métaphysaire en ajoutant à la version initiale Ascend™ monolithique un revêtement de surface au 1/3 supérieur de la tige, par projection de plasma de titane. Cette tige était nommée : Ascend™ monolithique PTC (figure 2). Cette version revêtue présentait un cône morse mâle, et n'était pas convertible. Il ne s'agissait donc que d'implants anatomiques. L'ajout de ce revêtement métaphysaire a ensuite été confirmé par la reprise d'1 de ces 3 patients. La tige avait alors été retirée sans difficulté, démontrant l'absence d'intégration osseuse secondaire.

Figure 2 : Ascend™ monolithique PTC non convertible (cône morse mâle et revêtement de surface au 1/3 supérieur)



Par ailleurs, l'idée initiale de cette tige était d'en faire une tige convertible à terme, permettant, sans changer la tige, de passer d'un design anatomique à un design inversé. L'objectif de cette convertibilité était double :

- se laisser la possibilité, en peropératoire, de changer de type d'implant sans avoir à changer d'ancillaire, selon les constatations locales (stock osseux, statut de la coiffe des rotateurs).

- permettre, en cas de reprise, la conversion d'une prothèse anatomique en prothèse inversée sans avoir à déposer l'implant huméral, limitant ainsi les difficultés techniques associées au retrait d'une tige humérale bien scellée (pertes osseuses, fractures, lésions neurologiques…).

La première version de cet implant convertible présentait pour la tige inversée un design inlay, dont la convertibilité se faisait sous le plan de coupe (Figure 3). Cet implant était nommé Aequalis Ascend™ convertible. Quelques poses de cette tige inversée ont été réalisées en 2011 dans 2 centres américains (moins de 10 poses au total). Le design inversé comportait en effet une métaphyse excentrée inlay, nécessitant en peropératoire une étape supplémentaire de préparation métaphysaire, compliquant le geste chirurgical.

Figure 3 : Aequalis Ascend™ convertible (A : configuration anatomique, B : configuration inversée) : convertibilité sous le plan de coupe



A B

Cette version convertible a rapidement été abandonnée et il a alors été décidé de conserver le design de la tige Ascend™ monolithique PTC et d'y associer la convertibilité par un design onlay pour la version inversée, facilitant la préparation de la tige, qui devient alors identique quel que soit le type d'implant définitif utilisé. Ainsi, la convertibilité se fait actuellement au niveau du plan de coupe et non plus en dessous. Ce design onlay a nécessité le passage à un cône morse femelle, afin de permettre l'exposition du versant glénoïdien, tige humérale en place (Figure 4). Ce cône femelle s'adapte au cône mâle d'une calotte céphalique pour un design anatomique. Le design de la tige inversée se fait par l'intermédiaire d'une platine inversée. Cette platine a été développée en deux excentrations différentes permettant l'adaptation à l'anatomie de chaque patient. Par ailleurs, le positionnement de cette platine permet de jouer sur l'abaissement et la latéralisation humérale selon son positionnement. Enfin, des polyéthylènes angulés ont été développés pour atteindre un angle cervico-diaphysaire de 145°.

Figure 4 : Tige Aequalis Ascend™ Flex : tige convertible, cône femelle, revêtement par pulvérisation de plasma de titane au 1/3 supérieur.



Une version cimentée de cette tige a vu le jour afin de compléter la gamme d'implant. Cette version à cimenter existe en tige courte et en tige longue (« standard »). Elle ne présente pas de revêtement de surface, et est polie (Figure 5).

Figure 5 : Tiges Aequalis Ascend™ Flex à cimenter, courte et longue : tige polie, sans revêtement de surface (A : tige courte ; B : tige longue)

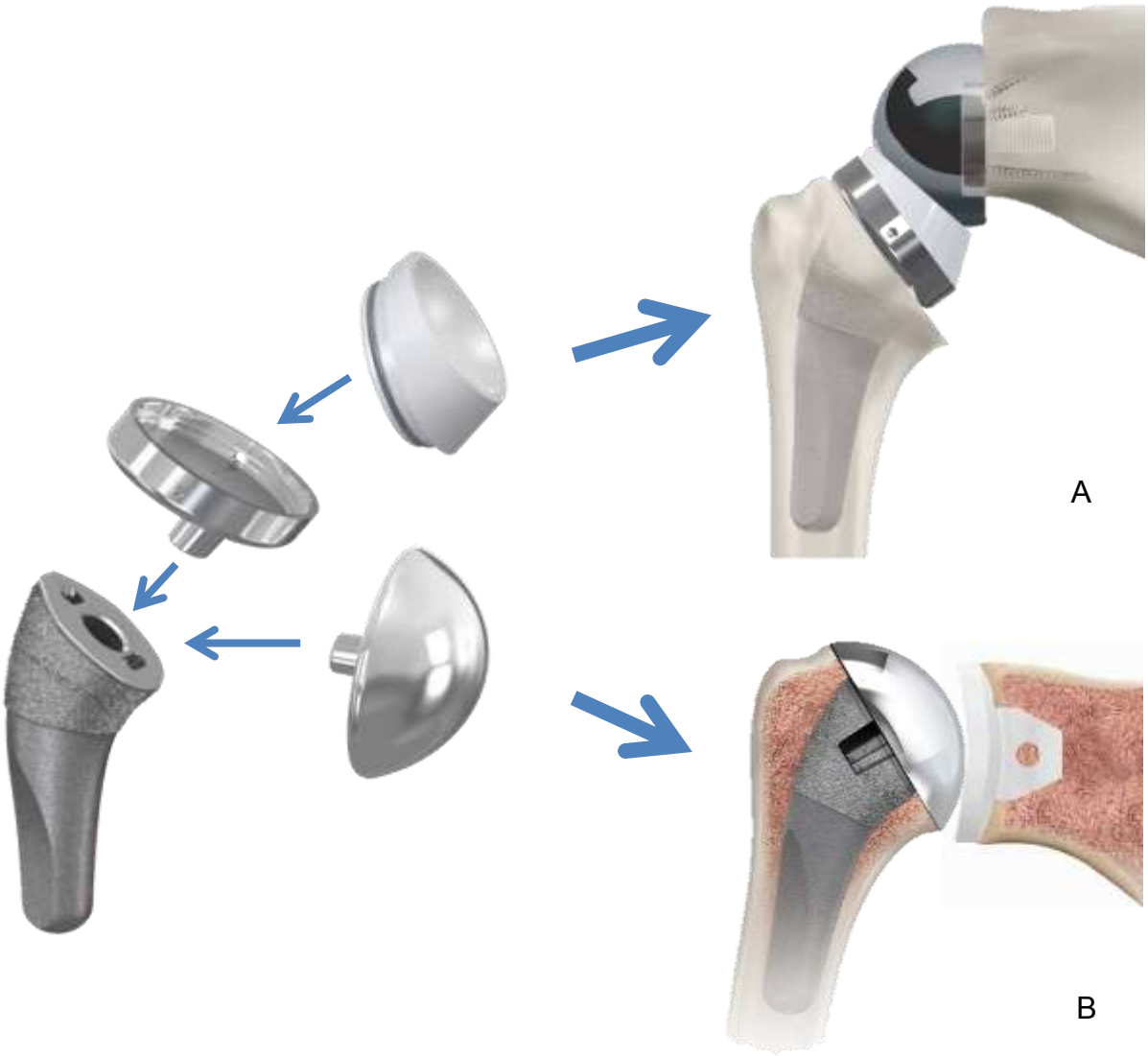


A B

Figure 6 : Aspect final de la tige Aequalis Ascend™ Flex étudiée :

A : Prothèse inversée d'épaule

B : Prothèse totale anatomique d'épaule



I. Introduction

Les prothèses d'épaule, anatomiques ou inversées, sont le traitement de choix des affections ostéoarticulaires glénohumérales résistantes au traitement médical. Leurs indications différent et tiennent compte de la présence ou non d'une lésion de la coiffe des rotateurs, de l'étiologie de l'arthropathie et du stock osseux préopératoire, notamment glénoïdien. Les résultats actuels publiés rapportent des améliorations significatives en terme de douleur, d'amplitudes articulaires et de qualité de vie comparativement à l'état préopératoire, avec un effet durable [1-7]. Au vu de ces résultats satisfaisants, on assiste depuis plusieurs années à une augmentation constante du nombre de ces interventions [8-10]. Par conséquent, une augmentation du nombre de reprises chirurgicales ou de conversions de prothèse anatomique en prothèse inversée pour déficience secondaire de la coiffe des rotateurs ont été rapportées [10-13]. La méta-analyse de Gonzalez et al. rapportait 7,9% de révision des implants prothètiques pour les prothèses anatomiques, et celle de Zumstein 10,1% pour les prothèses inversées [11-12].

La chirurgie de révision prothétique d'épaule est une chirurgie complexe, accompagnée de taux élevés de complications, quelle que soit la prothèse initialement en place. Les indications de reprise chirurgicale sont majoritairement secondaires à une complication du composant glénoïdien. Néanmoins, pour permettre une exposition satisfaisante du versant glénoïdien et assurer une reconstruction de qualité, la dépose de l'implant huméral reste souvent nécessaire [14]. L'extraction d'une tige humérale bien scellée, est une procédure difficile à haut risque de fracture peropératoire. Wall et al. rapportaient 24,1% de fracture lors du retrait du composant huméral ou du ciment [15]. Pour les éviter, il est parfois nécessaire de réaliser des ostéotomies ou des fenêtres humérales complémentaires pour faciliter le retrait de la tige [16-21]. A l'inverse, en cas de tige humérale descellée, la difficulté provient des dégâts osseux huméraux, et de la reconstruction nécessaire à la réimplantation d'une tige humérale stable. L'expérience des chirurgiens est primordiale pour ces gestes difficiles.

L'évolution des tiges humérales doit donc tenir compte de ces difficultés et tenter de les éviter. Pour simplifier la révision humérale et préserver le stock osseux, des prothèses sans tige ou à tige courte ont été développées, ainsi qu'une fixation sans ciment. Enfin, la convertibilité a été développée pour permettre le passage d'une prothèse anatomique à une prothèse inversée en cas de lésion secondaire de la coiffe sans descellement des implants, et ainsi s'abstenir d'avoir à changer une tige humérale stable. Ces tiges ont l'avantage de permettre une exposition satisfaisante de la glène, à l'inverse du resurfaçage huméral [22], et cette exposition est améliorée par l'utilisation d'un cône morse femelle. La tige Aequalis Ascend™ Flex (Tornier Inc.®, Bloomington, Minnesota USA) répond à ce cahier des charges : il s'agit d'une tige courte, non cimentée (avec cimentation optionnelle) et convertible.

L'objectif de ce travail était d'évaluer les résultats fonctionnels préliminaires et les complications de cette nouvelle tige humérale (Aequalis Ascend™ Flex, Tornier Inc.®, Bloomington, Minnesota USA), ainsi que d'évaluer radiographiquement la survie et le retentissement du design de cet implant avec un recul minimum de 2 ans.

II. Méthode

1. Population

Cette étude a reçu l'approbation du comité d'éthique du centre orthopédique Santy de Lyon (numéro : 2015 – 02).

Il s'agit d'une étude rétrospective multicentrique incluant l'ensemble des patients opérés entre septembre 2012 et avril 2013 d'une prothèse d'épaule de première intention, anatomique ou inversée, utilisant la tige Aequalis Ascend™ Flex du laboratoire Tornier®, dans 2 centres orthopédiques spécialisés dans la chirurgie de l'épaule :

-Centre chirurgical Émile Gallé (Nancy)

-Centre orthopédique Santy (Lyon)

Cent-deux patients correspondant à 103 prothèses rassemblaient ces critères. Ces interventions chirurgicales ont été réalisées par 5 chirurgiens seniors expérimentés dans la chirurgie de l'épaule :

Soixante-six prothèses de première intention chez 65 patients ont pu être revues pour cette étude (64,1%). Le recul moyen à la révision était de 25,6 mois (24 mois – 30,8 mois). Parmi celles-ci, on retrouvait 24 prothèses inversées et 42 prothèses anatomiques, incluant 41 prothèses totales et 1 hémiarthroplastie. Les données démographiques de cette série sont rapportées dans le tableau 1. Soixante-deux patients étaient droitiers et trois ambidextres. Le membre dominant a été opéré dans 72,7% des cas (48/64 prothèses). Les étiologies des prothèses anatomiques et inversées sont rapportées respectivement dans les figures 7 et 8. Seize patients, soit 24,2% de cette série, présentaient des antécédents chirurgicaux au niveau de l'épaule concernée. Six patients opérés d'une prothèse inversée présentaient chacun un antécédent chirurgical au niveau de cette épaule précédant le geste prothétique (tableau 2). Le descriptif des antécédents chirurgicaux des patients opérés d'une prothèse anatomique est résumé dans le tableau 3.

Figure 7 : Étiologies des prothèses anatomiques

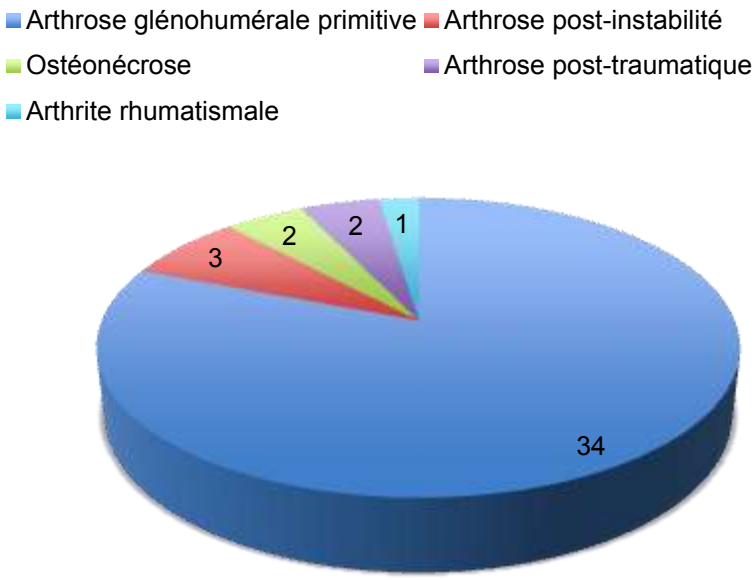


Figure 8 : Étiologies des prothèses inversées



Tableau 1 : Données démographiques de la série

	42 Prothèses anatomiques	24 Prothèses inversées	Total
Homme	15	5	20
Femme	27	19	46
Âge moyen	67,3 ans (48 ans – 84 ans ; +/- 9,3 ans)	75,5 ans (60 ans – 83 ans ; +/- 5,4 ans)	70,3 ans (48 ans -84 ans ; +/- 9,0 ans)

Tableau 2 : Antécédents chirurgicaux des patients opérés d'une prothèse inversée

Antécédents chirurgicaux	Nombre de patients
Réparation sous arthroscopie de la coiffe des rotateurs	2
Réparation à ciel ouvert de la coiffe des rotateurs	1
Acromioplastie et ténotomie du biceps sous arthroscopie sur rupture de coiffe irréparable	3
Total	**6 patients (25%)**

Tableau 3 : Antécédents chirurgicaux des patients opérés d'une prothèse anatomique

Antécédents chirurgicaux
Acromioplastie sous arthroscopie
Réparation de la coiffe des rotateurs sous arthroscopie
Butée coracoïdienne vissée à ciel ouvert – reprise pour arthrolyse à ciel ouvert – reprise pour acromioplastie sous arthroscopie
Réparation de la coiffe des rotateurs sous arthroscopie – reprise pour lavage sous arthroscopie pour infection
Ostéosynthèse par plaque d'une fracture de l'extrémité proximale de l'humérus
Acromioplastie sous arthroscopie dans les suites d'une fracture du trochiter – reprise pour acromioplastie itérative sous arthroscopie
Embrochage d'arthrorise suite à une luxation secondaire à une crise comitiale
Réparation de la coiffe des rotateurs sous arthroscopie
Butée coracoïdienne vissée à ciel ouvert
Butée coracoïdienne vissée à ciel ouvert
Total : 10 patients (23,8%)

2. Description de l'implant et technique opératoire

La tige Aequalis Ascend™ Flex (Figure 8) est une tige humérale courte, disponible dans 8 tailles différentes, mesurant entre 66 mm et 94 mm de longueur (Figure 9). Elle présente un revêtement de surface métaphysaire par pulvérisation de titane, destiné à assurer une fixation non cimentée par press-fit métaphysaire. Son design a été pensé pour épargner le stock osseux du trochiter. Une tige cimentée courte (8 tailles, mesurant de 66 mm à 90 mm de longueur) ou longue (4 tailles, mesurant de 88 mm à 120 mm de longueur) est disponible avec un aspect poli de l'ensemble de la tige.

Un cône morse femelle est utilisé sur le versant huméral pour faire le lien entre la tige humérale et la calotte céphalique ou la platine inversée, présentant un cône mâle. Ce cône morse femelle permet une éventuelle conversion d'une prothèse anatomique en prothèse inversée, et assure une exposition de la glène satisfaisante en cas de reprise. Trois angles différents de tige (notés A, B, et C) sont disponibles pour s'adapter au mieux à la coupe humérale dans les remplacements anatomiques: 127,5° (angle A), 132,5° (B) et 137,5° (C). Les tailles des calottes céphaliques disponibles s'étendent de 39 mm de diamètre x 14 mm d'épaisseur, à 50 mm x 19 mm. Deux excentrations sont disponibles pour chaque taille : une petite excentration de 1,5 mm, et une grande excentration de 3,5 mm pour les calottes de diamètre 39 mm à 43 mm, ou de 4,0 mm pour les calottes de tailles supérieures (Figure 10).

Figure 9 : Tige humérale Ascend Flex : cône morse femelle permettant la jonction avec la calotte céphalique ou la platine inversée (accueillant le polyéthylène angulé)



Figure 10 : Calottes céphaliques disponibles en deux excentrations : 1,5 mm ou 3,5 mm



La prothèse inversée Ascend™ Flex a un design onlay, utilisant une platine inversée « posée » sur la coupe humérale (Figure 12). Deux tailles de platines sont disponibles (36mm ou 42mm), avec pour chacune deux excentrations possibles (offset de 1,5 mm ou 3,5 mm) (Figure 11) dont on peut régler le positionnement, antéro-supérieur ou supéro-inférieur, en peropératoire (Figure 13). L'angle cervico-diaphysaire de cette prothèse est de 145°. Cet angle est atteint par l'utilisation d'un polyéthylène angulé permettant de compenser l'angle de la tige. Il existe ainsi 3 polyéthylènes différents : A (17,5°), B (12,5°) et C (7,5°), disponibles en deux épaisseurs différentes : 6 mm et 9 mm. L'angle de tige B (132,5°) a toujours été utilisé pour les prothèses inversées de première intention, afin de faciliter la gestion des stocks d'inserts. Les autres inserts sont utilisés en cas de conversion d'une prothèse anatomique en prothèse inversée.

Figure 11 : Platines inversées excentrées : grande excentration 3,5 mm ou petite excentration 1,5 mm



Figure 12 : Illustration de la différence inlay / onlay sur la latéralisation et la distalisation humérale :

A : design inlay (tel que décrit par Grammont), angle de 155°

B : design onlay (Ascend™ Flex), angle de 145°

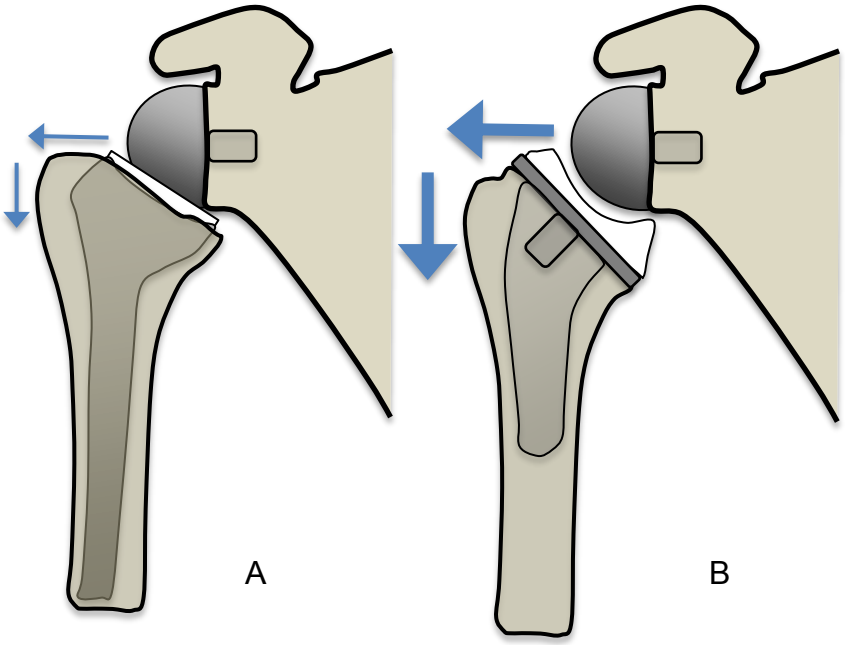
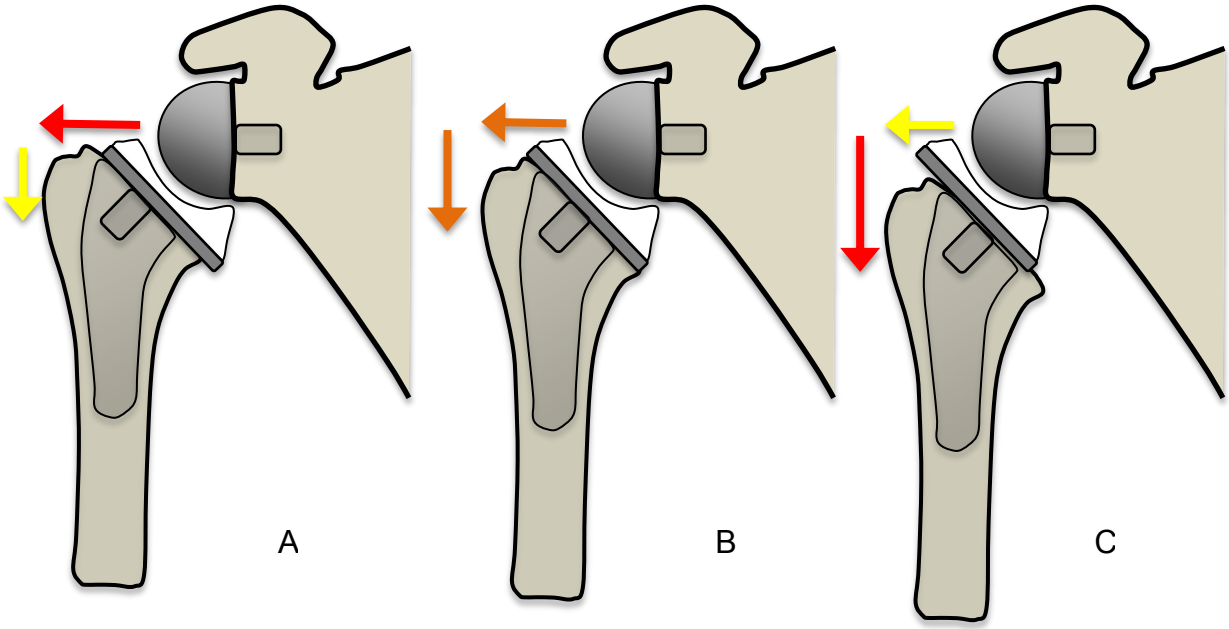


Figure 13 : Illustration de la possibilité avec le design onlay de modifier en peropératoire la latéralisation et la distalisation en jouant sur le positionnement de l'offset (et sur la taille d'excentration) des platines inversées :

A : position de latéralisation

B : position « neutre »

C : position d'abaissement

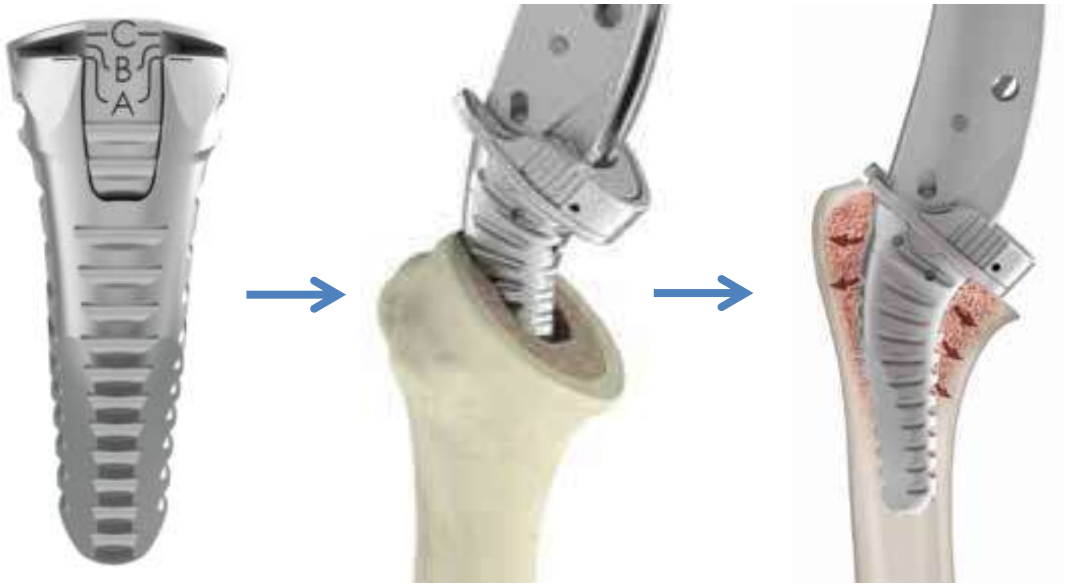


La préparation humérale de la tige Ascend™ Flex était identique quel que soit le type de prothèse et quelle que soit la voie d'abord utilisés. La taille du canal médullaire était évaluée à l'aide de sondeurs (Figure 14), afin de déterminer la taille de tige maximale autorisée par le canal médullaire. La préparation humérale se faisait ensuite par passages successifs de compacteurs (Figure 15) de tailles progressives, jusqu'à atteindre une stabilité rotatoire satisfaisante, sans forcément atteindre la taille rapportée par le sondeur. L'angle de tige était choisi pour s'adapter au mieux à la coupe humérale en cas de prothèse anatomique, puis la coupe humérale était éventuellement aplanie à la scie oscillante ou au « planer » pour assurer un contact adéquat entre la coupe et, la calotte humérale ou la platine inversée.

Figure 14 : Sondeurs huméraux : tailles 1-2, 3-4, 5-6, 7-8



Figure 15 : Compacteur huméral métaphysaire et ses 3 angles cervico-diaphysaires : A, B et C



L'intervention s'est déroulée sous anesthésie générale dans tous les cas. Les patients étaient installés en position assise. La voie d'abord deltopectorale a été utilisée dans tous les cas pour la mise en place des prothèses anatomiques, avec ténotomie du tendon du muscle sous-scapulaire pour exposer l'humérus. La réparation du sous-scapulaire était faite par suture transosseuse pour 4 chirurgiens, et par suture bord à bord pour 1 chirurgien. Une ténodèse de la longue portion du biceps dans sa gouttière était toujours associée si le biceps était présent. Il s'agissait dans tous les cas d'une ténodèse aux tissus mous avoisinants. La préparation humérale débutait par la résection de la collerette ostéophytique afin d'exposer le col anatomique. La coupe humérale était réalisée à la scie oscillante au niveau du col anatomique en maintenant la rétroversion physiologique. Cette coupe était réalisée à main levée. Pour les prothèses anatomiques, toutes les tiges étaient non cimentées. Les 41 composants glénoïdiens mis en place étaient des glènes à quille cimentées, à fond convexe.

Les prothèses inversées étaient mises en place par voie deltopectorale (20 épaules : 83,3%) ou par voie antérosupérieure (4 épaules : 16,7%) selon la préférence des chirurgiens. Par voie deltopectorale, la ténotomie du tendon du muscle sous-scapulaire était réalisée comme décrite précedemment, et sa réinsertion se faisait par voie transosseuse lorsqu'elle était possible. La coupe humérale se faisait là encore à main levée. Pour les prothèses inversées posées par voie supérieure, la coupe était réalisée 5 mm sous le guide de coupe à 132,5° dédié, afin de s'assurer d'une exposition de la glène satisfaisante et permettre un release inférieur de qualité. Dix-huit épaules ont bénéficié d'une latéralisation osseuse de la glénosphère par Bio-RSA (75%). Tous ces Bio-RSA étaient réalisés par voie deltopectorale. Un patient a bénéficié d'un transfert de grand dorsal selon Episcopo pour perte de rotation externe active préopératoire. Huit prothèses inversées étaient cimentées, soit 33,3%. Dans 6 cas (75%) la cimentation a été décidée avant l'intervention. Dans 2 cas, la décision de cimenter a été prise lors de l'intervention du fait d'un os de mauvaise qualité et d'une stabilité rotatoire insuffisante. Parmi ces 8 tiges cimentées, 5 étaient des tiges longues. Des glénosphères de 36 mm ont été mises en place pour 22 des 24 épaules opérées (91,7%), des glénosphères de taille 42 mm ont été mises en place pour 2 épaules (8,3%).

Image 1 : Aspect peropératoire (préservation du stock osseux).

A : avec compacteur en place

B : après retrait du compacteur

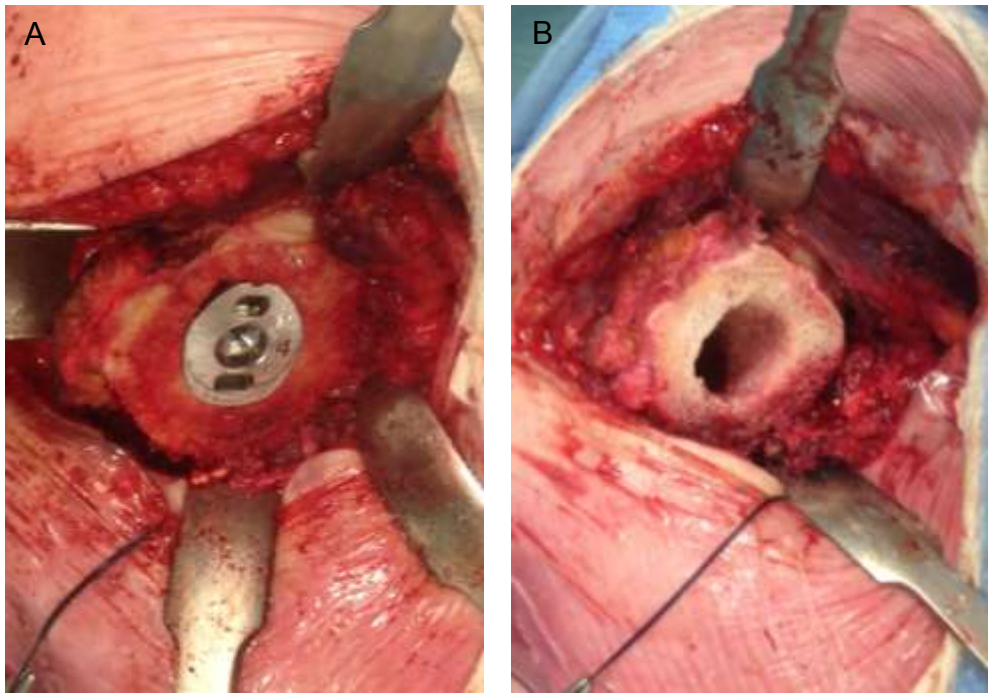
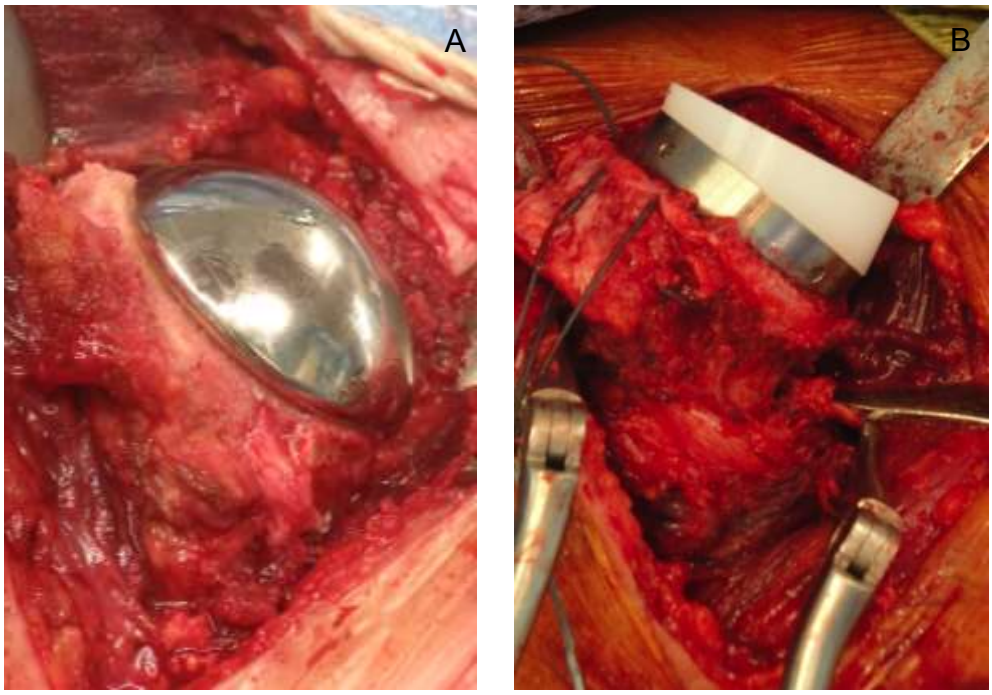


Image 2 : Aspect après mise en place de la tige définitive :

A : Prothèse anatomique : calotte céphalique.

B : Prothèse inversée : platine onlay et polyéthylène angulé de 12,5°.



3. Évaluation des patients

1. Évaluation clinique préopératoire

On disposait pour l'ensemble des patients des données cliniques préopératoires. L'analyse clinique utilisait le score de Constant et Murley (CS) (en annexe) et un score subjectif (subjective score value : SSV), correspondant à la fonction de l'épaule ressentie par le patient par rapport à une épaule qu'il jugerait normale (exprimé en pourcentage). Les amplitudes articulaires actives en élévation antérieure (EAA), élévation latérale (ELA), rotation externe coude au corps (RE1A) et en rotation interne (RIA), étaient rapportées.

2. Évaluation peropératoire

Les complications peropératoires étaient rapportées. On recherchait par ailleurs la présence d'événements peropératoires ayant modifié l'attitude chirurgicale (cimentation pour stabilité rotatoire insuffisante, utilisation d'une tige longue,…).

3. Évaluation clinique postopératoire

Tous les patients étaient évalués avec un recul minimum de 2 ans. La survenue d'éventuelles complications postopératoires dans l'intervalle ainsi que les reprises chirurgicales étaient rapportées. L'analyse clinique utilisait le score de Constant et Murley, ainsi que le score SSV. La satisfaction postopératoire du patient était évaluée en utilisant un questionnaire de satisfaction à 4 items :

« Quelle est votre satisfaction par rapport au résultat de l'intervention? »

Décevant / Moyen / Satisfait / Très satisfait

Ainsi qu'une question complémentaire :

« Referiez-vous l'intervention étant donné le résultat actuel? »

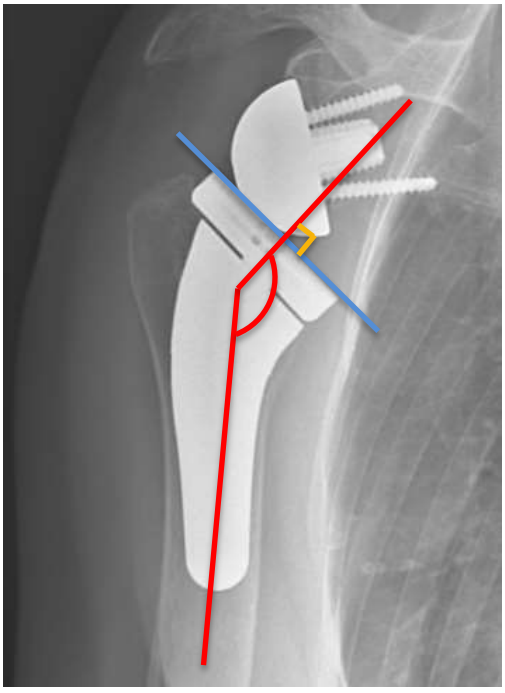
Oui / Non

4. Analyse radiologique

L'analyse radiologique s'effectuait sur des radiographies de face et de profil strictes, définies par la visualisation du cône morse. Les clichés préopératoires, postopératoires (immédiats ou à 2 mois) et au dernier recul étaient étudiés. Nous avons tout d'abord évalué la stabilité de cette tige au dernier recul. Les complications mécaniques (désassemblage, défaut d'ostéointégration, instabilité, fracture, migration) étaient recherchées. La présence de liserés périprothétiques était rapportée ainsi que leurs éventuelles progressions.

L'angle cervico-diaphysaire réel des tiges implantées était mesuré. Pour les prothèses anatomiques il correspondait à l'angle entre l'axe diaphysaire et la perpendiculaire à la base de la calotte humérale. Pour les prothèses inversées, cette mesure correspondait à l'angle entre l'axe diaphysaire huméral et la perpendiculaire à la platine inversée (auquel on ajoutait la valeur du polyéthylène utilisé, soit 12,5°, l'ensemble des tiges étant de type B) (Figure 16). On calculait la différence entre les angles cervico-diaphysaires réels mesurés et les angles théoriques attendus, déterminés par le type de tige implantée (A, B ou C).

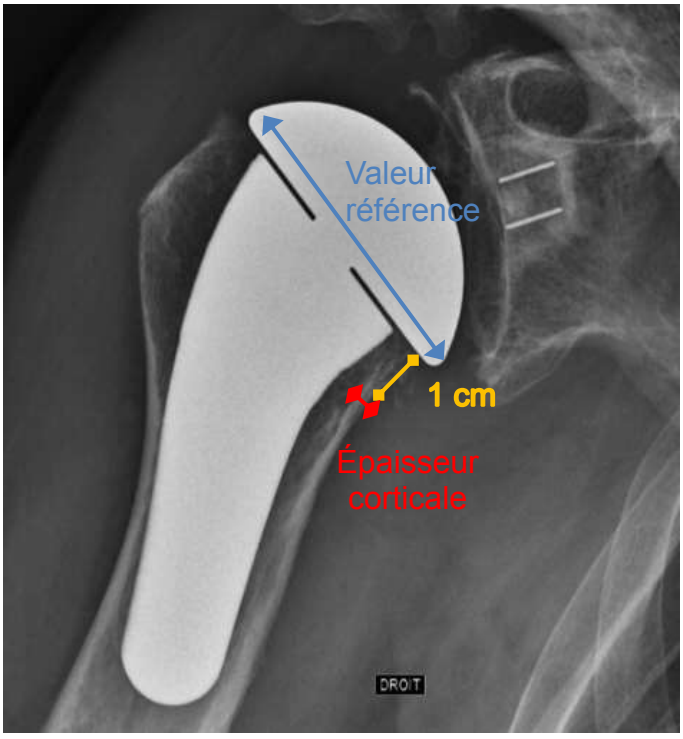
Figure 16 : Mesure de l'angle cervico-diaphysaire (en rouge) sur une radiographie de face stricte (à laquelle il faut ajouter la valeur du polyéthylène utilisé, soit toujours 12,5° dans notre série)



Nous avons aussi recherché, tel que cela a été décrit dans la littérature par Schnetzke et al. [23] dans une étude portant sur la tige Ascend™ monolithique PTC, l'apparition d'ostéolyse proximale en comparant les clichés postopératoires immédiats et au dernier recul. Pour objectiver cette ostéolyse, nous avons défini un index cortical (« *cortical index* »), calculé comme le rapport entre l'épaisseur de la corticale interne proximale au dernier délai et cette même épaisseur mesurée en postopératoire immédiat sur une radiographie de face stricte. Sa mesure s'effectuait 1 cm sous la jonction entre la prothèse et le calcar afin d'éliminer tout biais lié à la résection ostéophytique (Figure 17). Pour éviter toute erreur liée au coefficient d'agrandissement des radiographies, nous avons utilisé comme valeur de référence pour chacune des mesures, les tailles connues des glénosphères pour les prothèses inversées ou des calottes humérales pour les prothèses anatomiques.

Figure 17 : Cortical index =

$$\frac{\text{Épaisseur corticale au dernier recul x Valeur référence postopératoire}}{\text{Épaisseur corticale postopératoire x Valeur référence au dernier recul}}$$

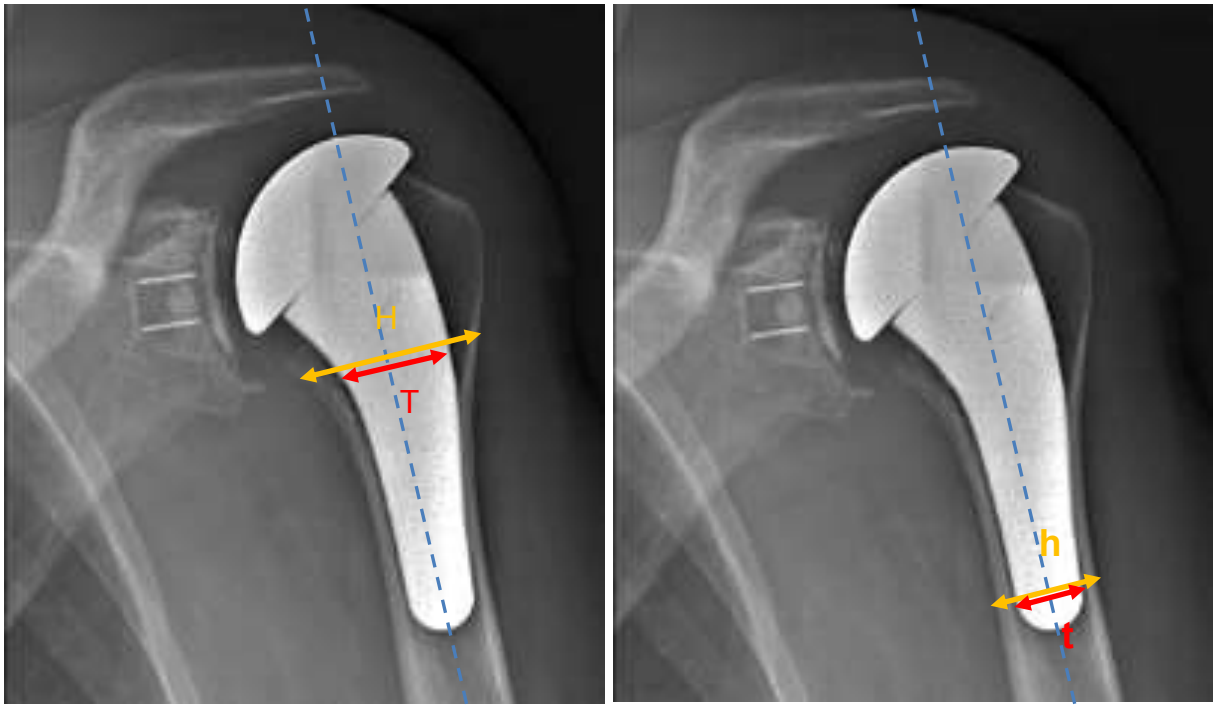


Nous avons ensuite tenté d'évaluer l'influence de différents facteurs pouvant expliquer l'apparition d'une ostéolyse corticale proximale :

- Type de prothèse : anatomique ou inversée
- Âge
- Sexe
- Type de fixation (cimentée ou non)
- Remplissage de la tige dans le fût huméral :

Pour cela, nous avons défini un rapport de remplissage (« *filling ratio* ») proximal et distal permettant d'évaluer la taille de la tige par rapport au diamètre huméral. Ce filling ratio était mesuré sur les radiographies postopératoires immédiates (Figure 18). Il correspondait au rapport entre la largeur humérale et la largeur de l'implant prothétique, mesurées sur une radiographie de face stricte. Ces mesures étaient réalisées perpendiculairement à l'axe diaphysaire huméral, 1 cm sous le calcar pour le filling ratio proximal et au niveau distal de la tige pour le filling ratio distal.

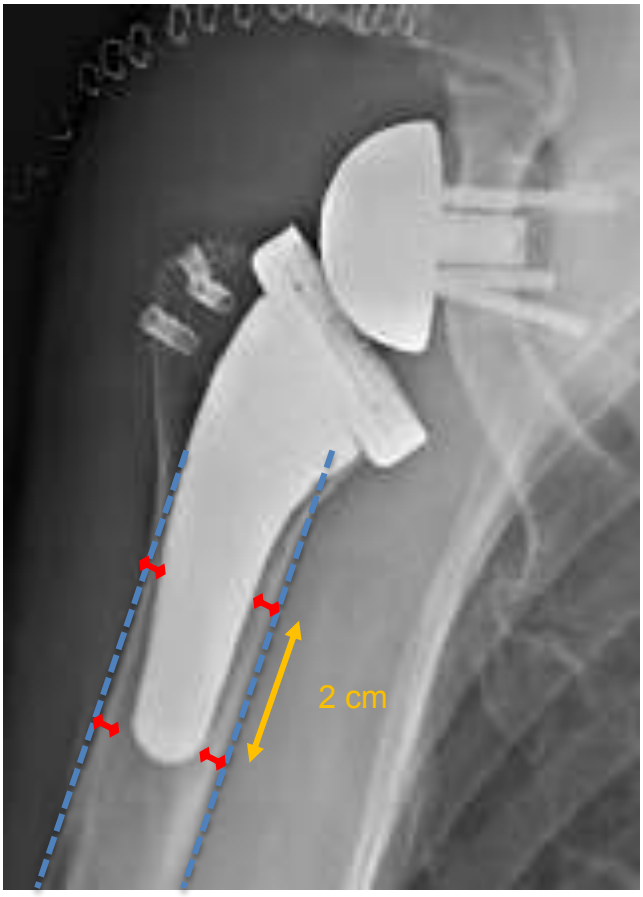
Figure 18 : Filling ratios proximal (T/H) et distal (t/h)



- Qualité osseuse / ostéoporose :

Nous avons évalué, sur les radiographies post-opératoires immédiates, la qualité osseuse humérale proximale par la mesure de l'épaisseur corticale diaphysaire proximale telle qu'elle a été décrite en 2003 dans l'étude de Tingart et al. [24]. Cette étude avait démontré la corrélation entre cette mesure corticale diaphysaire proximale et la valeur de la densité minérale osseuse calculée par ostéodensitométrie. La valeur retrouvée était définie par la moyenne de 4 mesures d'épaisseurs corticales. On mesurait sur une radiographie de face l'épaisseur des corticales médiale et latérale au niveau où celles-ci devenaient parallèles, puis 2 cm en dessous (Figure 19).

Figure 19 : Mesure de l'épaisseur corticale diaphysaire définie selon l'article de Tingart



Nous avons complété l'évaluation radiographique de l'ensemble des patients par l'analyse du composant glénoïdien. Nous avons recherché des signes de descellement aux délais de 2 mois postopératoires et au dernier recul, ainsi que la présence de liserés périprothétiques, selon le score RLL de Molé pour les prothèses anatomiques [25]. Les liserés périprothétiques étaient aussi recherchés pour les prothèses inversées, ainsi que les complications mécaniques. L'évolution de ces liserés était rapportée. On recherchait la présence ou non d'une encoche du pilier de l'omoplate, selon la classification de Sirveaux [26].

Enfin, nous avons réalisé une analyse spécifique pour les prothèses inversées. Cette analyse avait pour but d'évaluer le retentissement du design onlay de la tige Ascend™ Flex inversée, qui tend à augmenter la latéralisation et la distalisation humérale par rapport a un design inlay habituel (tel que décrit par Grammont) (Figure 12). Cette notion avait été rapportée lors d'un travail antérieur réalisé dans notre service. Ainsi, on mesurait sur les radiographies de face post-opératoires, la distalisation et la latéralisation prothétiques. La distalisation était mesurée à partir de la ligne dense horizontale de l'acromion, et la latéralisation à partir du bord latéral du pied de la coracoïde (Figures 20 et 21). On évaluait le retentissement de cette distalisation et de cette latéralisation sur les résultats cliniques, en réalisant deux groupes déterminés par les valeurs médianes rapportées. Le retentissement de la présence de Bio-RSA sur les amplitudes articulaires était aussi évalué.

L'ensemble de cette analyse était réalisé par un examinateur indépendant.

Figure 20 : La flèche rouge correspond à la mesure de la distalisation prothétique, calculée entre l'horizontale passant par la ligne dense de l'acromion et l'horizontale passant par la jonction trochiter-métaphyse sur la corticale externe

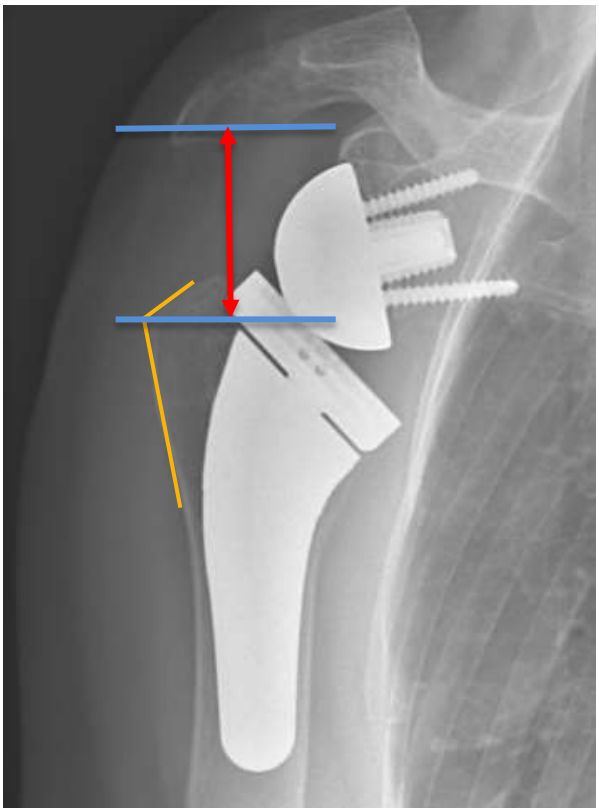
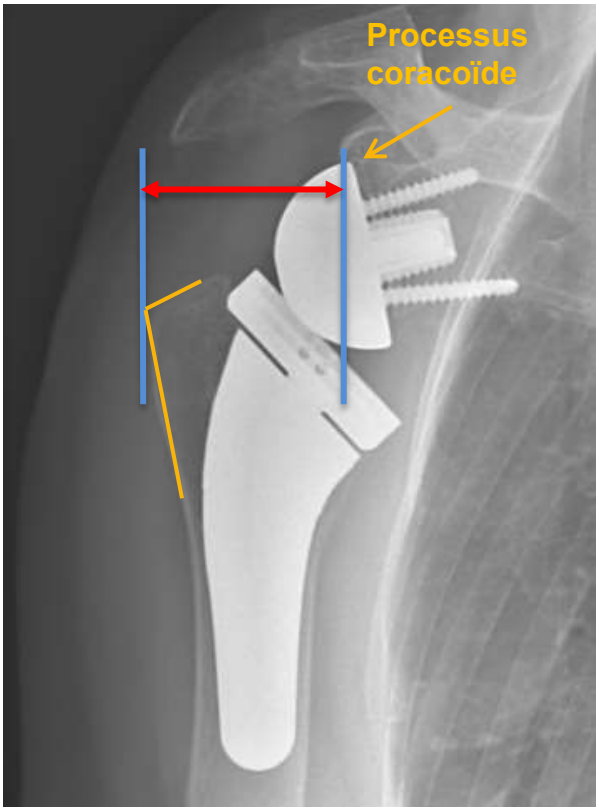


Figure 21 : La flèche rouge correspond à la mesure de la latéralisation prothétique, calculée entre la verticale passant par la base du processus coracoïde et la verticale passant par la jonction trochiter-métaphyse sur la corticale externe



5. Analyse statistique

L'ensemble des données était recueilli à l'aide du logiciel Microsoft Excel©. L'analyse statistique a utilisé le logiciel Statview© (Optima, Mérignac, France). Le test paramétrique T de Student a été utilisé pour comparer les données cliniques appariées préopératoires et postopératoires. Le test T de Student a été utilisé pour comparer les variables quantitatives (index de Tingart, remplissage de la tige et index cortical) selon le sexe, ainsi que pour comparer les résultats cliniques selon la latéralisation et la distalisation prothétiques. Le test de corrélation de Pearson a été utilisé pour corréler l'index cortical à l'âge, au filling ratio et à la mesure de Tingart. Le taux de significativité était déterminé par $p<0,05$.

III. Résultats

1. Résultats cliniques

1. Prothèses anatomiques

Le score de Constant et Murley moyen passait de 30,0 points avant la chirurgie à 74,2 points au dernier recul pour les prothèses anatomiques. Cette augmentation était statistiquement significative ($p<0,0001$), et l'était pour l'ensemble des items de ce score. L'élévation antérieure active et la rotation externe active préopératoires étaient respectivement de 96,9° et de 5,7°. Ces amplitudes articulaires progressaient statistiquement au dernier recul pour atteindre des moyennes de 162,9° et 45,7° ($p<0,0001$). La rotation interne active moyenne augmentait significativement de la fesse à T12 ($p<0,0001$). Le SSV moyen progressait de 31% avant l'intervention à 86% au-delà de 2 ans postopératoires ($p<0, 0001$). Les détails des scores de Constant moyens préopératoire et au dernier recul, ainsi que l'évolution des amplitudes articulaires sont reportés dans les tableaux 4 et 5.

Le questionnaire de satisfaction retrouvait 27 patients très satisfaits (64,3%), 14 satisfaits (33,3%) et 1 patient rapportait une satisfaction moyenne. Quarante-et-un des 42 patients recommenceraient l'intervention (97,6%) au vu du résultat final.

Tableau 4 : Score de Constant-Murley préopératoire et au dernier recul pour les prothèses anatomiques

	Préopératoire	Dernier recul	Évolution	p
Score de Constant	30,0 points (11 - 42; +/-6,7)	74,2 points (43 - 91; +/-9,3)	+44,2 points	<0,0001
Douleur	3,8 points (0 - 10; +/-2,3)	13,4 points (9 - 15; +/-2,0)	+ 9,6 points	<0,0001
Activité	7,5 points (3 - 12; +/-1,9)	18,1 points (13 - 20; +/-2,1)	+ 10,6 points	<0,0001
Mobilité	15,6 points (6 - 26; +/-3,9)	34,7 points (14 - 40; +/-5,0)	+ 19,1 points	<0,0001
Force	3,1 points (0 - 10; +/-2,8)	8,0 points (0 - 25; +/-4,8)	+4,9 points	<0,0001

Tableau 5 : Amplitudes articulaires préopératoires et au dernier recul pour les prothèses anatomiques

	Préopératoire	Dernier recul	Évolution	p
Élévation antérieure active	96,9° (40 - 140; +/- 18,4)	162,9° (70 - 180; +/-21,6)	+66,0°	<0,0001
Élévation latérale active	81,7° (45 – 130; +/-17,3)	146,1° (60 - 180; +/-27,2)	+64,4°	<0,0001
Rotation externe active	5,7° (-30 - 40; +/- 13,2)	45,7° (20 - 70; +/-14,5)	+40,0°	<0,0001
Rotation interne active	Fesse (Trochanter - L3) 2,6 points (0 - 6; +/-1,5)	T12 (Fesse - T7) 7,1 points (2 - 10; +/-2,3)	+4,5 points	< 0,0001

2. Prothèses inversées

Le score de Constant et Murley moyen passait de 21,6 points en préopératoire à 62,6 points au dernier recul. Cette différence était statistiquement significative ($p<0,0001$) et l'était pour l'ensemble des items de ce score. Les amplitudes articulaires progressaient aussi significativement. L'élévation antérieure active et la rotation externe active préopératoires étaient respectivement de 78,8° et 10,2°. Ces amplitudes articulaires progressaient statistiquement au dernier recul pour atteindre 138,8° et 27,7° ($p<0,0001$). La rotation interne active moyenne augmentait significativement du sacrum à L3 au dernier recul ($p<0,0001$). Le SSV moyen progressait de 34% avant l'intervention à 73% à 2 ans postopératoires ($p<0,0001$). Les détails des scores de Constant moyens préopératoire et au dernier recul, ainsi que l'évolution des amplitudes articulaires sont reportés dans les tableaux 6 et 7.

Le questionnaire de satisfaction retrouvait 12 patients très satisfaits (50%), 8 patients satisfaits (33,3%). Deux patients étaient déçus (8,3%) et 2 étaient moyennement satisfaits (8,3%). Vingt-deux des 24 patients recommenceraient l'intervention (91,7%) au vu du résultat final.

Tableau 6 : Score de Constant-Murley préopératoire et au dernier recul pour les prothèses inversées

	Préopératoire	Dernier recul	Évolution	p
Score de Constant	21,6 points (9 - 40; +/- 6,8)	62,6 points (38 - 81; +/-10,7)	+41,0 points	<0,0001
Douleur	2,9 points (0 - 10; +/-2,6)	11,7 points (5 - 15; +/-2,5)	+8,8 points	<0,0001
Activité	4,9 points (2 - 9; +/-2,0)	16,5 points (12 - 20; +/-2,4)	+11,6 points	<0,0001
Mobilité	12,9 points (6 - 30; +/-5,2)	29,8 points (16 - 38; +/-6,2)	+16,9 points	<0,0001
Force	0,9 points (0 - 6; +/-1,6)	4,6 points (0 - 10; +/-2,7)	+3,7 points	<0,0001

Tableau 7 : Amplitudes articulaires préopératoires et au dernier pour les prothèses inversées

	Préopératoire	Dernier recul	Évolution	p
Élévation antérieure active	78,8° (30 - 140; +/- 28,5)	138,8° (85 - 168; +/- 22,7)	+60,0°	<0,0001
Élévation latérale active	63,1° (30-120 ; +/- 24,4)	122,1° (60 – 160 ; +/- 27,0)	+ 59,0°	<0,0001
Rotation externe active	10,2° (-30 - 40; +/- 15,8)	27,7° (10 - 45; +/- 11,7)	+17,5°	<0,0001
Rotation interne active	Sacrum (Trochanter-T12) 3,2 points (0 - 8; +/-1,8)	L3 (fesse - T7) 6,6 points (2 - 10; +/-2,1)	+ 3,4 points	<0,0001

2. Complications et reprises chirurgicales

Sept complications (10,6%) et deux reprises chirurgicales (3%) étaient rapportées au dernier recul.

1. Prothèses anatomiques

Cinq complications mineures (car sans conséquence à terme) étaient retrouvées pour les prothèses anatomiques (11,9%). Il s'agissait de 3 refends du calcar lors de l'impaction de la tige humérale définitive. Aucune de ces prothèses n'a nécessité de geste d'ostéosynthèse complémentaire ou de changement de l'implant pour une tige cimentée, la stabilité de l'implant initial étant satisfaisante en peropératoire. Un hématome postopératoire immédiat a été rapporté sans reprise chirurgicale nécessaire. Un patient présentait des douleurs persistantes inexpliquées.

Une réopération (2,4%) à 13 mois postopératoire a été rapportée pour débridement articulaire sous arthroscopie devant la persistance de cette douleur inexpliquée. Les prélèvements bactériologiques peropératoires sont revenus négatifs, il n'y avait pas de signe de descellement prothétique. Au dernier recul l'évolution était satisfaisante, avec un score de Constant de 72 points.

2. Prothèses inversées

Deux complications (8,3%) étaient retrouvées pour les prothèses inversées. Il s'agissait d'une fracture de l'épine de la scapula et d'une paralysie du plexus brachial associée à une raideur articulaire secondaire à un allongement excessif du bras. Pour cette dernière, il s'agissait d'une prothèse inversée associée à un Bio-RSA.

Cette complication a nécessité une révision prothétique (4,2%) à 1 mois postopératoire devant l'absence d'amélioration malgré la kinésithérapie et une corticothérapie. La révision chirurgicale a consisté en une dépose de la tige humérale et une recoupe humérale. L'extraction de la tige s'est faite sans difficulté ni dégât osseux. La repose de la tige humérale a utilisé une tige longue cimentée. Au dernier recul l'évolution était satisfaisante, avec un score de Constant de 70 points.

3. Analyse radiographique

1. Analyse globale de la tige

L'analyse des clichés radiographiques à 2 mois postopératoires et au dernier recul n'a pas retrouvé de complication mécanique au niveau de la tige humérale. Aucun désassemblage prothétique n'a été rapporté, ni fracture ou migration de l'implant. On ne rapportait pas non plus de liseré périprothétique huméral au dernier recul, ni défaut d'ostéointégration.

Au total, l'analyse à 2 ans de recul de la tige Ascend™ Flex montrait une parfaite stabilité prothétique, aussi bien pour les prothèses anatomiques que pour les prothèses inversées. On ne rapportait pas non plus de différence en terme de stabilité entre les tiges non cimentées et les tiges cimentées.

2. Ostéolyse corticale proximale

L'analyse des différentes radiographies a mis en évidence pour certains patients, l'apparition d'une ostéolyse corticale médiale proximale au dernier recul comparativement aux imageries postopératoires immédiates. Les images 3 et 4 illustrent cette ostéolyse.

Image 3 : ostéolyse corticale rapportée à la suite de la pose d'une prothèse inversée. A : postopératoire immédiat, B : dernier recul (2 ans)

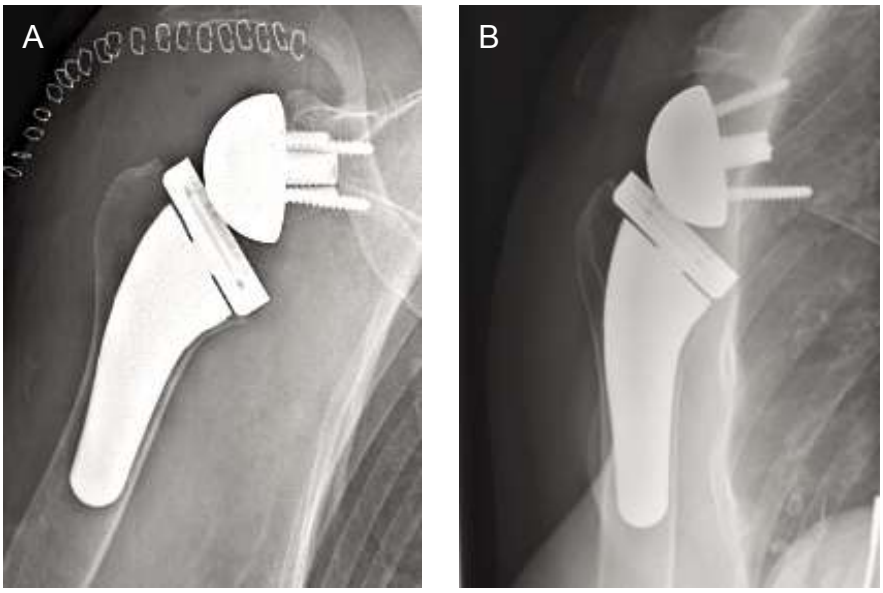
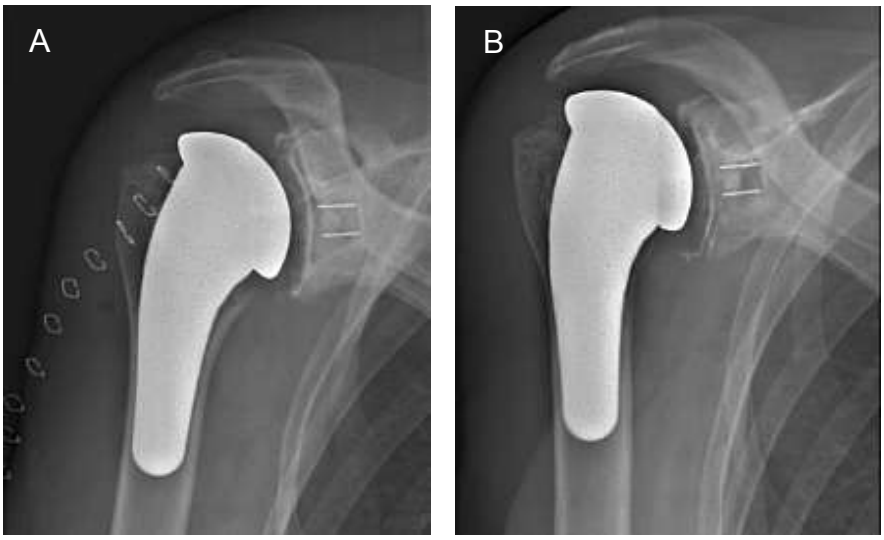


Image 4 : ostéolyse corticale rapportée à la suite de la pose d'une prothèse anatomique. A : postopératoire immédiat, B : dernier recul (2 ans)



1. Évaluation de l'ostéolyse selon l'index cortical

1. Analyse de l'ensemble des tiges

L'index cortical moyen retrouvé sur l'ensemble de la série était de 0,85 (0,32 – 1,17 ; +/- 0,22), ce qui correspondait à une ostéolyse moyenne de 15%, pour l'ensemble des tiges étudiées au dernier recul. Ainsi, notre mesure de l'index cortical confirmait une raréfaction osseuse proximale chez certains patients.

2. Prothèses anatomiques

L'index cortical moyen était de 0,84 (0,36 – 1,13 ; +/- 0,22) pour les prothèses anatomiques. Un patient porteur d'une prothèse anatomique a été exclu de cette analyse du fait d'une ostéolyse corticale secondaire à un myélome. Pour ce patient, la tige était stable au dernier recul malgré l'ostéolyse.

3. Prothèses inversées

L'index cortical moyen était de 0,86 (0,32 – 1,17 ; +/- 0,22) pour les prothèses inversées.

2. Influence du type de prothèse sur l'apparition d'ostéolyse

L'analyse statistique ne retrouvait pas de différence significative d'index cortical entre les prothèses anatomiques et les prothèses inversées (p=0,76). Ainsi, le type de prothèse n'influençait pas l'apparition d'ostéolyse.

3. Influence de l'âge sur l'apparition d'ostéolyse

Aucune corrélation n'était retrouvée entre l'âge au moment de la chirurgie et l'index cortical au dernier recul (p=0,33).

4. Influence du sexe sur l'apparition d'ostéolyse

L'index cortical moyen pour les femmes était de 0,80 (0,32 – 1,13 ; +/- 0,23), et celui pour les hommes était de 0,97 (0,81 – 1,17 ; +/- 0,1). Cette différence d'index cortical selon le sexe était statistiquement significative (p=0,0002). Ainsi, on retrouvait une ostéolyse corticale proximale au dernier recul significativement supérieure pour les femmes.

5. Influence du type de fixation sur l'apparition d'ostéolyse

L'index cortical au dernier recul était significativement supérieur pour les tiges cimentées (0,98 : 0,88 – 1,02 +/- 0,04) que pour les tiges sans ciment (0,83 : 0,32 – 1,17 +/- 0,23) (p <0,0001). On ne rapportait pas de résorption osseuse proximale avec les tiges cimentées. Ainsi, seules les tiges non cimentées présentaient ces phénomènes de raréfaction osseuse proximale.

6. Influence du taux de remplissage de la tige sur l'apparition d'ostéolyse

1. Analyse de l'ensemble des tiges

Le remplissage prothétique dans le fût huméral a été évalué selon les mesures des filling ratio proximal et distal décrits précédemment. On retrouvait sur l'ensemble des tiges un filling ratio proximal moyen de 0.60 (0.42 - 0.73 ; +/- 0,06), et un filling ratio distal moyen de 0,57 (0,36 – 0,71 ; +/- 0,07).

L'analyse statistique retrouvait une corrélation significative entre les taux de remplissage (filling ratio) et l'apparition d'ostéolyse (cortical index) selon le test de Pearson. Le coefficient de corrélation retrouvé était de -0,47 (intervalle de confiance : -0,64 à -0,26) pour le taux de remplissage proximal ($p<0,0001$), et de -0,52 (intervalle de confiance : -0,68 à -0,32) pour le taux de remplissage distal ($p<0,0001$). Ainsi, l'importance de l'ostéolyse était inversement corrélée à l'importance du remplissage prothétique, avec un coefficient de corrélation légèrement plus important pour le remplissage distal (Figures 22 et 23).

Par ailleurs, nous avons évalué le taux de remplissage prothétique selon le sexe. Le filling ratio proximal pour les femmes était de 0,60 (0,42 - 0,7 ; +/- 0,06) contre 0,58 (0,49 – 0,73 ; +/- 0,06) pour les hommes. Le filling ratio distal était de 0,58 (0,38 - 0,71 ; +/- 0,06) pour les femmes et de 0,54 (0,36 – 0,67 ; +/- 0,07) pour les hommes. Les filling ratios n'étaient pas significativement différents selon le sexe. Ainsi, les tiges n'étaient pas plus remplissantes chez les femmes que chez les hommes et inversement.

Figure 22 : Nuage de points représentant les valeurs de l'index cortical selon le remplissage prothétique proximal, et sa droite de régression linéaire.

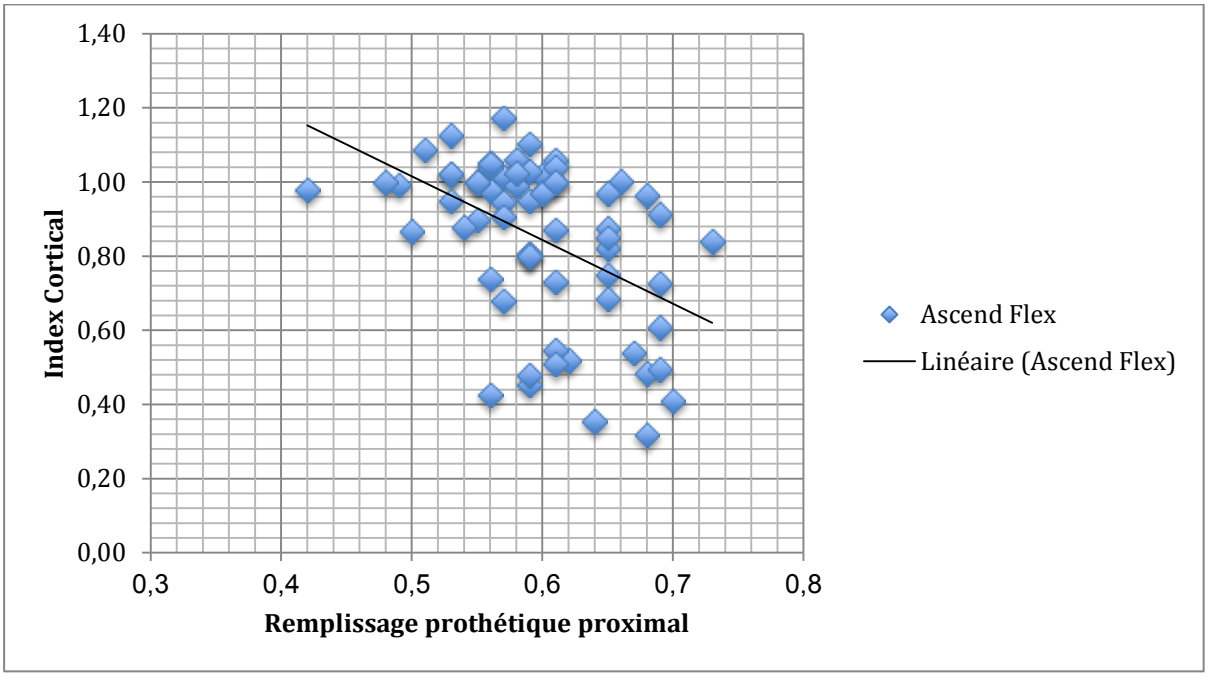
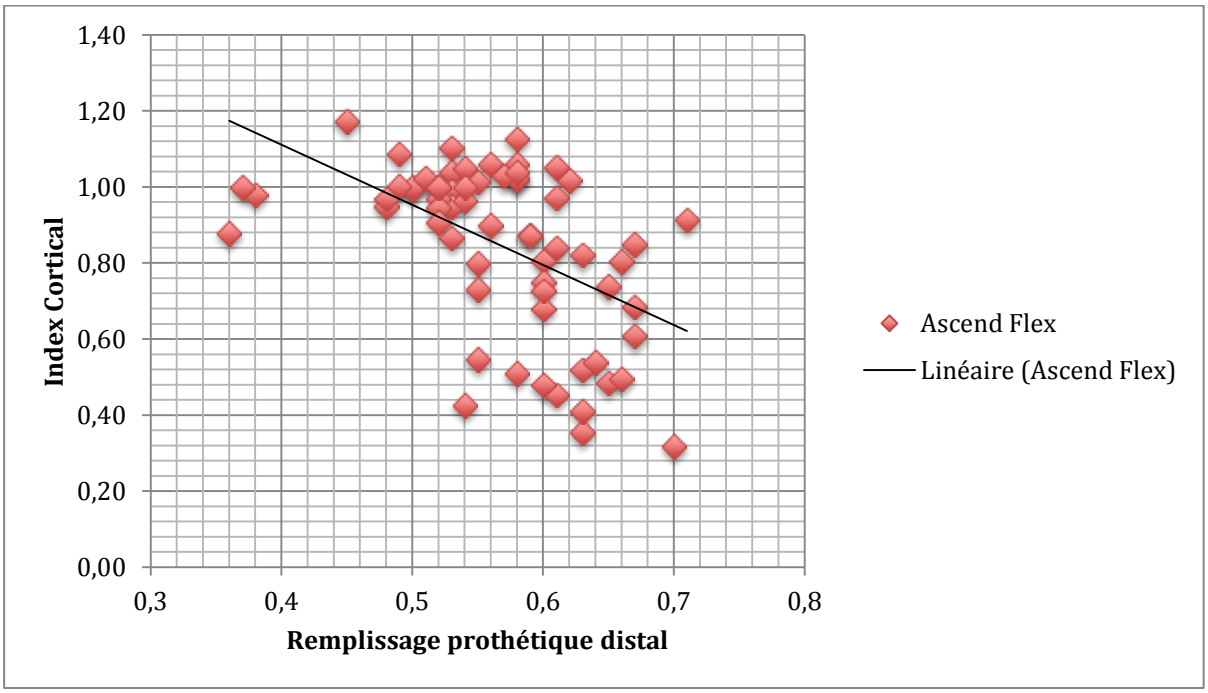


Figure 23 : Nuage de points représentant les valeurs de l'index cortical selon le remplissage prothétique distal, et sa droite de régression linéaire.



2. Prothèses anatomiques

Les filling ratios proximal et distal moyens mesurés pour les prothèses anatomiques étaient respectivement de 0,58 (0,44 – 0,69 ; +/- 0,05) et 0,57 (0,36 – 0,67 ; +/- 0,06). L'analyse statistique retrouvait une corrélation significative au test de Pearson entre un filling ratio élevé (remplissage important de la tige), proximal et distal, et un cortical index bas (ostéolyse) (p=0,0018 pour le filling ratio proximal et p=0,0046 pour le filling ratio distal) (Figures 24 et 25). Les coefficients de corrélation étaient respectivement de -0,47 pour le filling ratio proximal (intervalle de confiance : -0,68 à -0,19) et de –0,46 (intervalle de confiance : -0,65 à -0,15) pour le filling ratio distal. Les images 3 et 4 illustrent respectivement des prothèses anatomiques sans et avec diminution de l'index cortical au dernier recul.

Figure 24 : Nuage de points rapportant les valeurs de l'index cortical selon le filling ratio proximal pour les prothèses anatomiques, et droite de régression linéaire

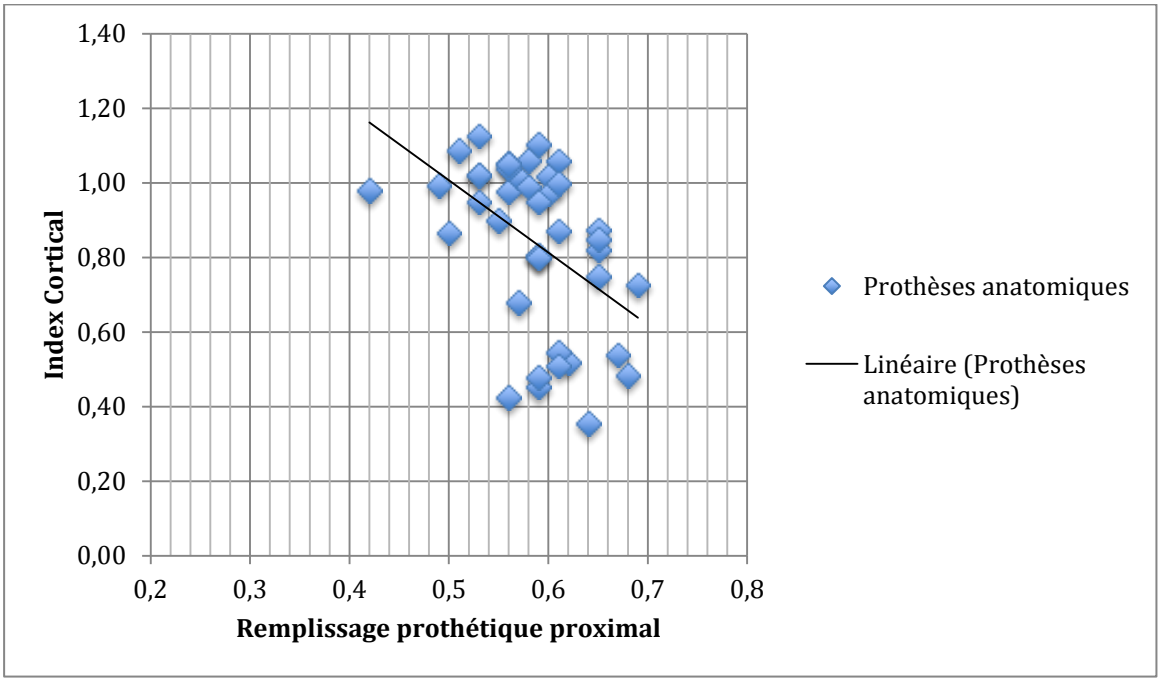


Figure 25 : Nuage de points rapportant les valeurs de l'index cortical selon le filling ratio distal pour les prothèses anatomiques, et droite de régression linéaire

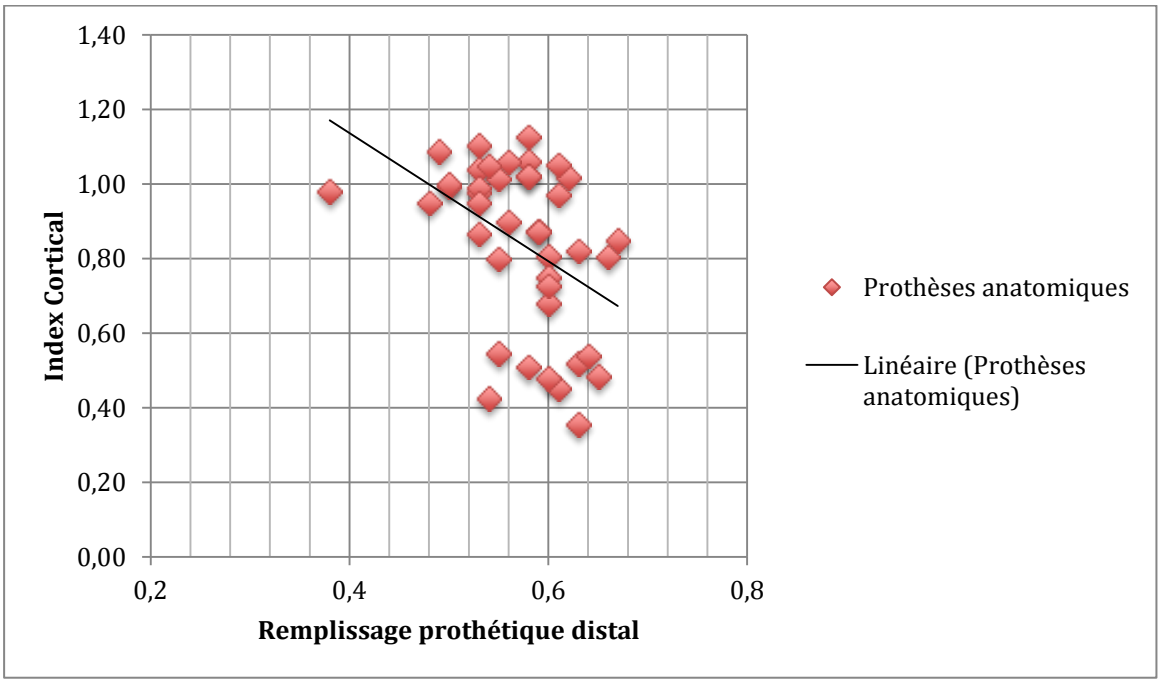


Image 5 : Exemple de prothèse anatomique sans ostéolyse corticale au dernier recul : homme de 72 ans, filling ratios proximal et distal = 0,58, index cortical = 1,06 au dernier recul

(A : Rx préopératoire, B : Rx postopératoire immédiate, C : Rx au dernier recul)

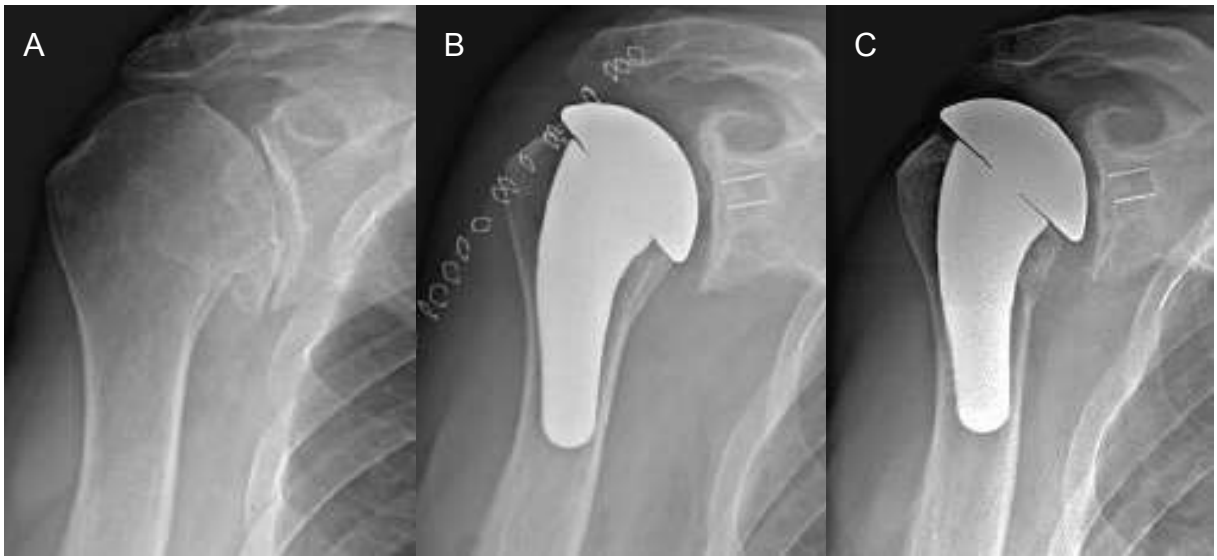
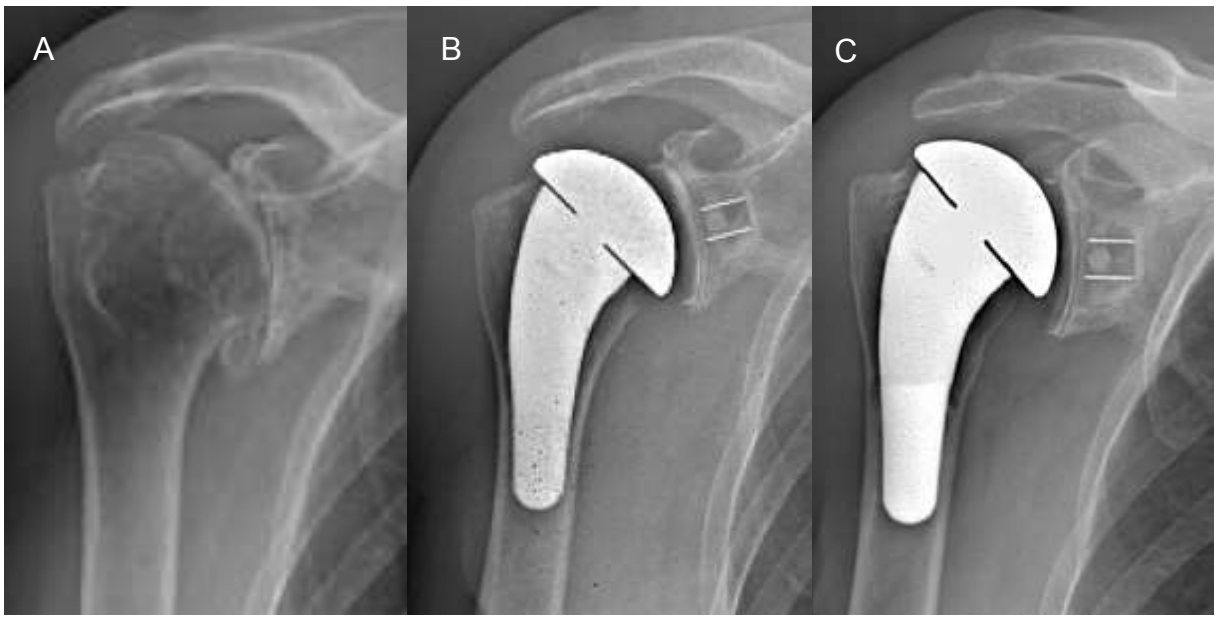


Image 6 : Exemple de prothèse anatomique avec ostéolyse corticale au dernier recul : femme de 69 ans, filling ratio proximal = 0,61 et filling ratio distal = 0,64, index cortical = 0,36 au dernier recul

(A : Rx préopératoire, B : Rx au recul de 2 mois, C : Rx au dernier recul)



3. Prothèses inversées

Les filling ratios moyens proximal et distal mesurés pour les prothèses inversées étaient respectivement de 0,62 (0,48 – 0,73 ; +/- 0,06) et 0,56 (0,36 – 0,71 ; +/- 0,09).

L'analyse statistique retrouvait là encore une corrélation significative entre les valeurs des filling ratios proximal et distal élevées (remplissage important), et un index cortical bas (ostéolyse) (p = 0,0064 pour le filling ratio proximal et p=0,0006 pour le filling ratio distal), (Figures 26 et 27). Les coefficients de corrélation étaient respectivement de -0,54 pour le filling ratio proximal (intervalle de confiance : -0,78 à -0,18) et de -0,65 pour le filling ratio distal (intervalle de confiance : -0,84 à -0,34). Les images 7 et 8 illustrent respectivement des prothèses inversées sans et avec diminution de l'index cortical au dernier recul.

Figure 26 : Nuage de points rapportant les valeurs de l'index cortical selon le filling ratio proximal pour les prothèses inversées, et droite de régression linéaire

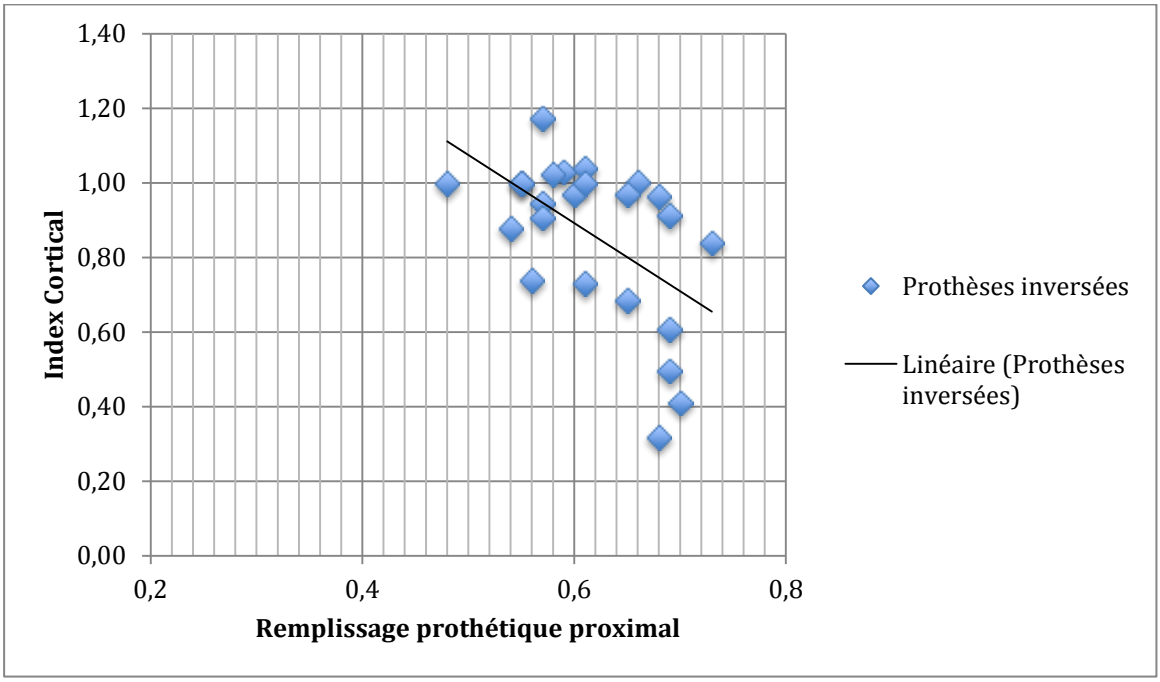


Figure 27 : Nuage de points rapportant les valeurs de l'index cortical selon le filling ratio distal pour les prothèses inversées, et droite de régression linéaire

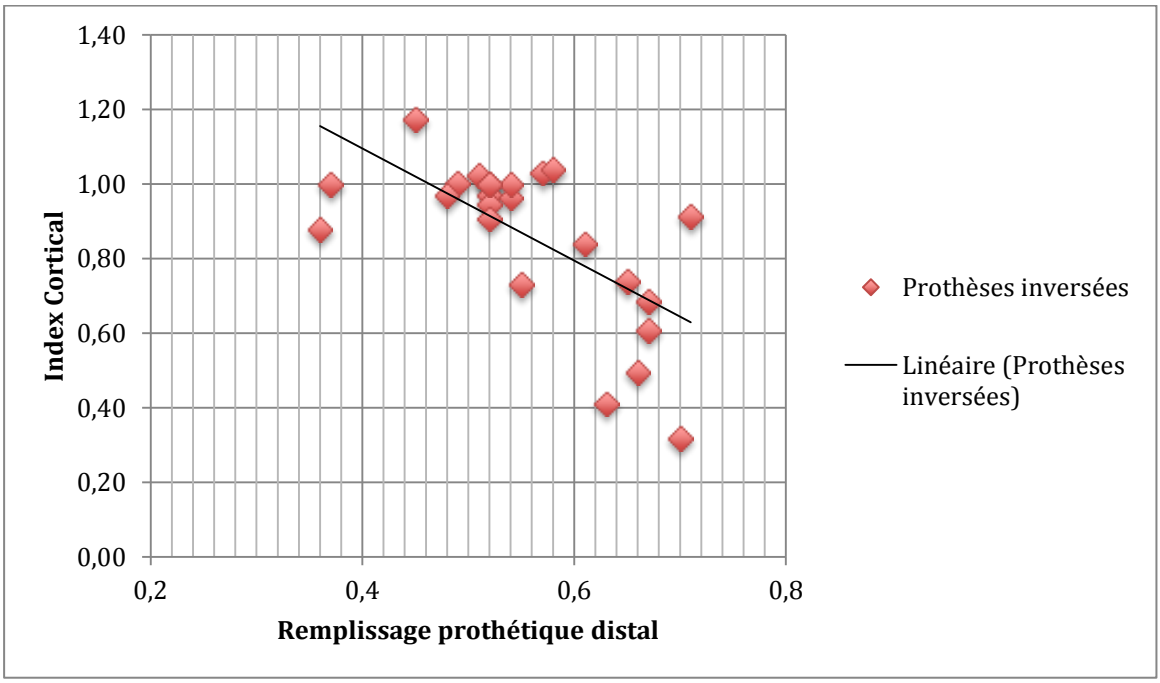


Image 7 : Exemple de prothèse inversée sans ostéolyse corticale au dernier recul : femme de 72 ans, omarthrose excentrée. Filling ratio proximal = 0,64 et filling ratio distal = 0,49. Index cortical = 0,96 au dernier recul

(A = Rx préopératoire, B = Rx à 2 mois postopératoire, C = Rx au dernier recul)

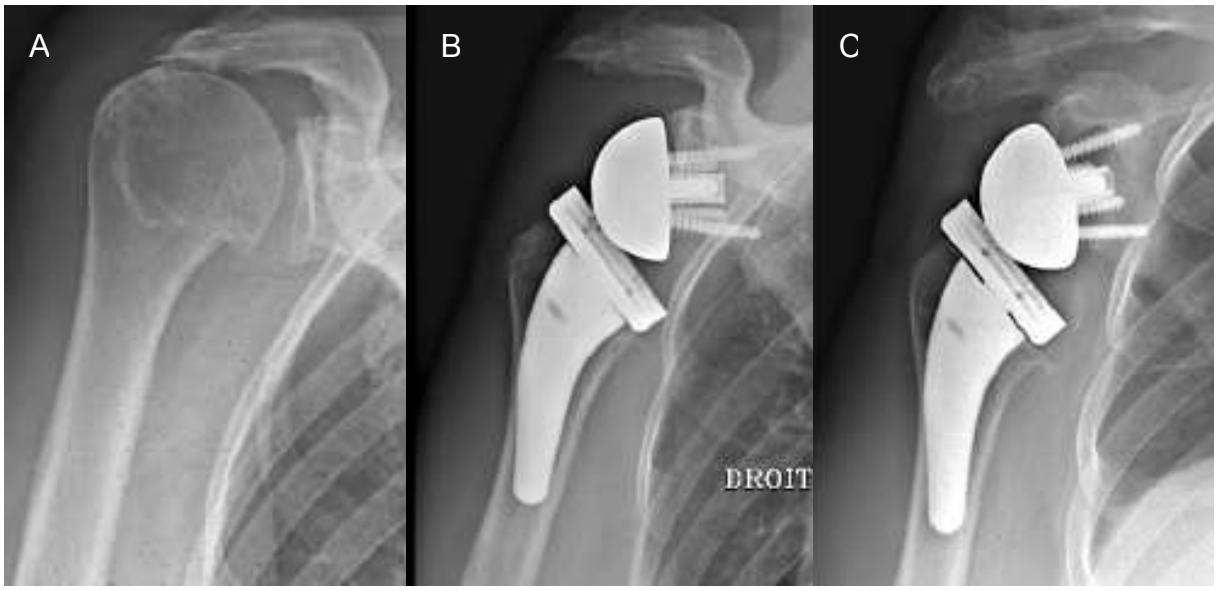
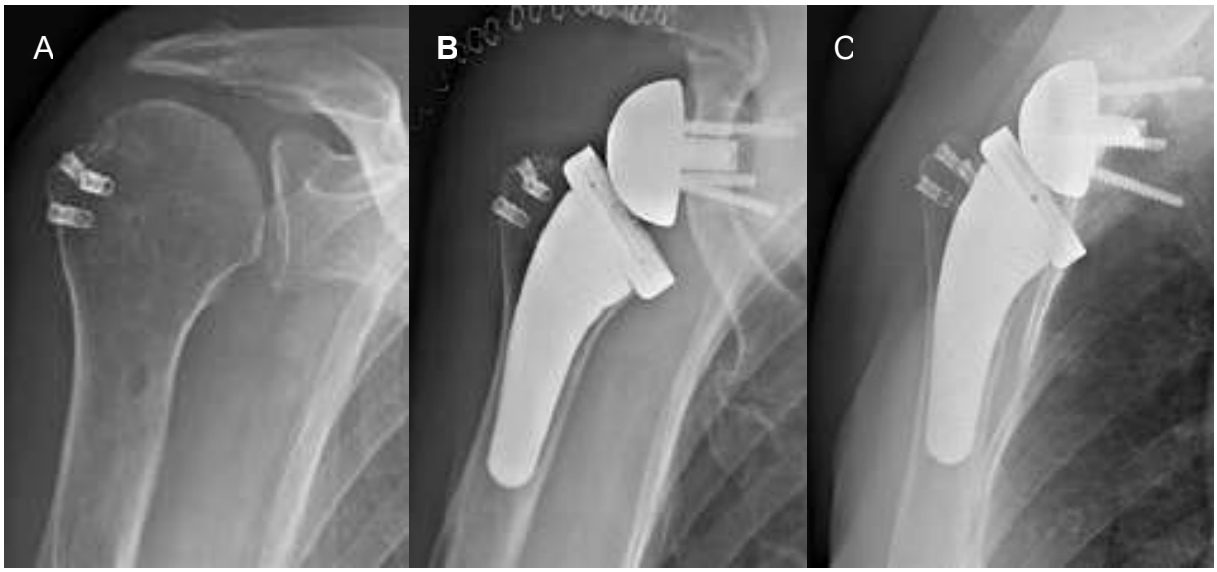


Image 8 : Exemple de prothèse inversée avec ostéolyse corticale au dernier recul : femme de 73 ans, antécédent de réparation arthroscopique de la coiffe des rotateurs, rupture itérative. Filling ratio proximal = 0,69 et filling ratio distal = 0,66, Index cortical = 0,50 au dernier recul

(A = Rx préopératoire, B = Rx postopératoire immédiate, C = Rx au dernier recul)



3. Conclusion sur le remplissage prothétique

L'analyse du remplissage a mis en évidence une corrélation entre un remplissage important de la tige, à la fois proximal et distal, et l'apparition d'ostéolyse. Cette corrélation était significative sur l'ensemble des tiges étudiées, ainsi que dans les sous-groupes de prothèses anatomiques ou inversées.

L'analyse statistique retrouvait une différence significative de remplissage proximal entre les prothèses anatomiques (filling ratio proximal moyen = 0,58) et les prothèses inversées (filling ratio proximal moyen = 0,62) (p = 0,040). Cette différence n'était pas retrouvée pour le remplissage distal entre les prothèses anatomiques (filling ratio distal moyen = 0,57) et les prothèses inversées (filling ratio distal moyen = 0,56) (p = 0,66).

7. Influence de la qualité osseuse sur l'apparition d'ostéolyse

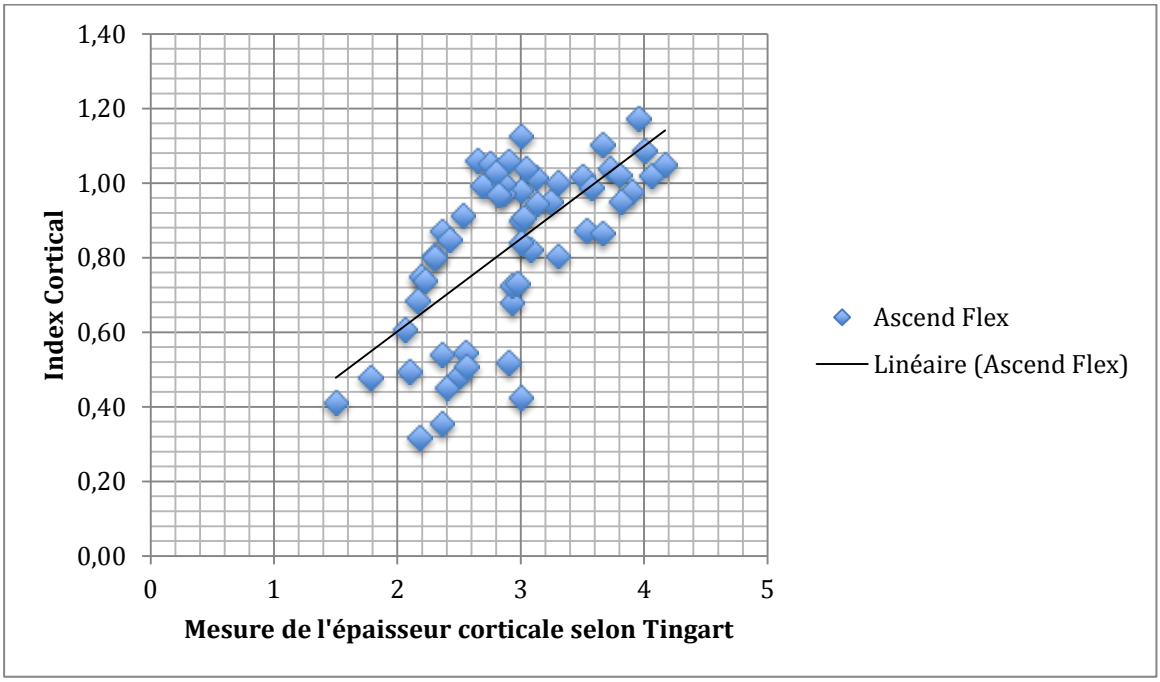
1. Analyse globale de l'ensemble des tiges

L'évaluation de la qualité osseuse par la mesure de l'épaisseur corticale diaphysaire proximale selon Tingart et al. retrouvait sur l'ensemble des tiges une épaisseur corticale moyenne de 2,9 mm (1,5 mm – 4,2 mm ; +/- 0,6 mm).

L'analyse statistique, utilisant le test de corrélation de Pearson, retrouvait une corrélation positive significative entre cette mesure de Tingart et l'index cortical, avec un coefficient de corrélation de 0,68 (intervalle de confiance : 0,50 – 0,80 ; p<0,0001) (Figure 28).

Ainsi, l'apparition d'une ostéolyse était statistiquement corrélée à une mauvaise qualité osseuse, c'est à dire à l'ostéoporose.

Figure 28 : Nuage de points rapportant les valeurs de l'index cortical selon la qualité osseuse pour l'ensemble des tiges de la série, et droite de régression linéaire



Par ailleurs, nous avons évalué la qualité osseuse (déterminée selon cette même mesure de Tingart) selon le sexe. L'épaisseur corticale diaphysaire moyenne mesurée selon Tingart était de 3,5 mm (2,42 – 4,17 ; +/- 0,53) pour les hommes et de 2,7 mm (1,5 – 3,8 ; +/- 0,47) pour les femmes. Cette différence était statistiquement significative ($p<0,0001$). Ainsi, la qualité osseuse était significativement moins bonne pour les femmes que pour les hommes dans notre série.

Nous avons aussi corrélé le remplissage des tiges non cimentées, proximal et distal, à la qualité osseuse. Le remplissage proximal des prothèses non cimentées était corrélé à la mesure de l'épaisseur corticale de Tingart avec un coefficient de corrélation de Pearson de -0,46 (intervalle de confiance : -0,64 à -0,23, $p= 0,0003$). Le remplissage distal était aussi corrélé à la qualité osseuse mesurée selon Tingart avec un coefficient de corrélation de Pearson de -0,54 (intervalle de confiance : -0,70 à – 0,32, $p<0,0001$) (Figures 29 et 30). Ainsi, les tiges étaient d'autant plus remplissantes que la qualité osseuse était mauvaise.

Figure 29 : Nuage de points rapportant les valeurs corrélées de remplissage proximal et de qualité osseuse mesurée selon Tingart, et droite de régression linéaire

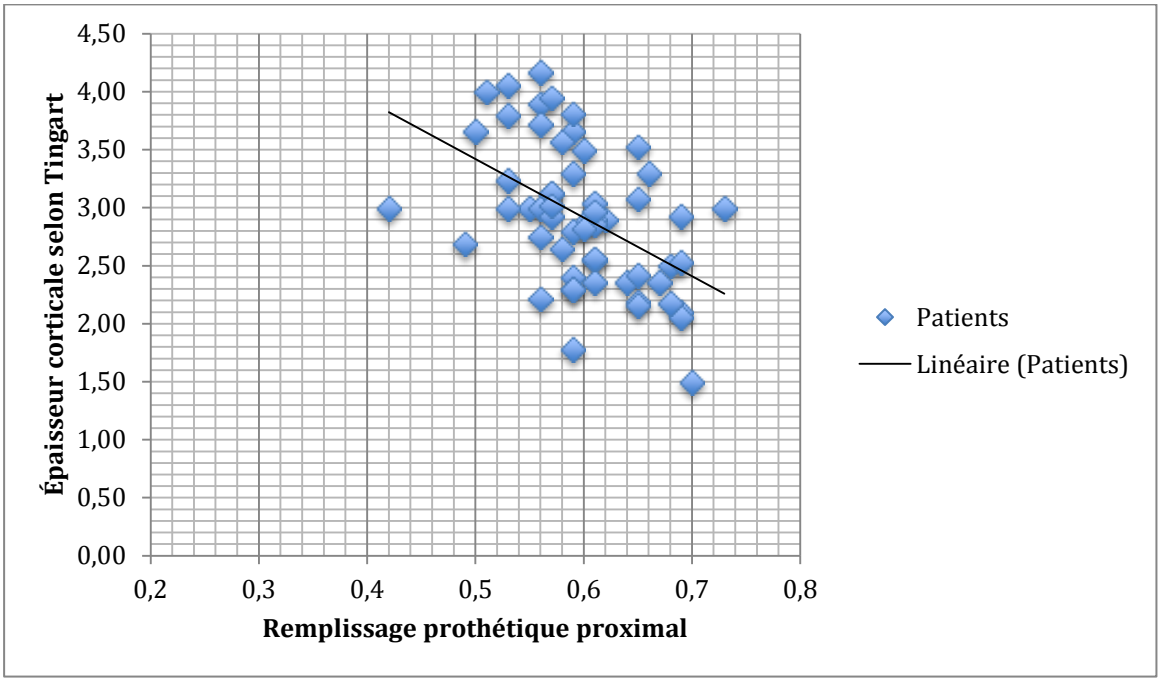
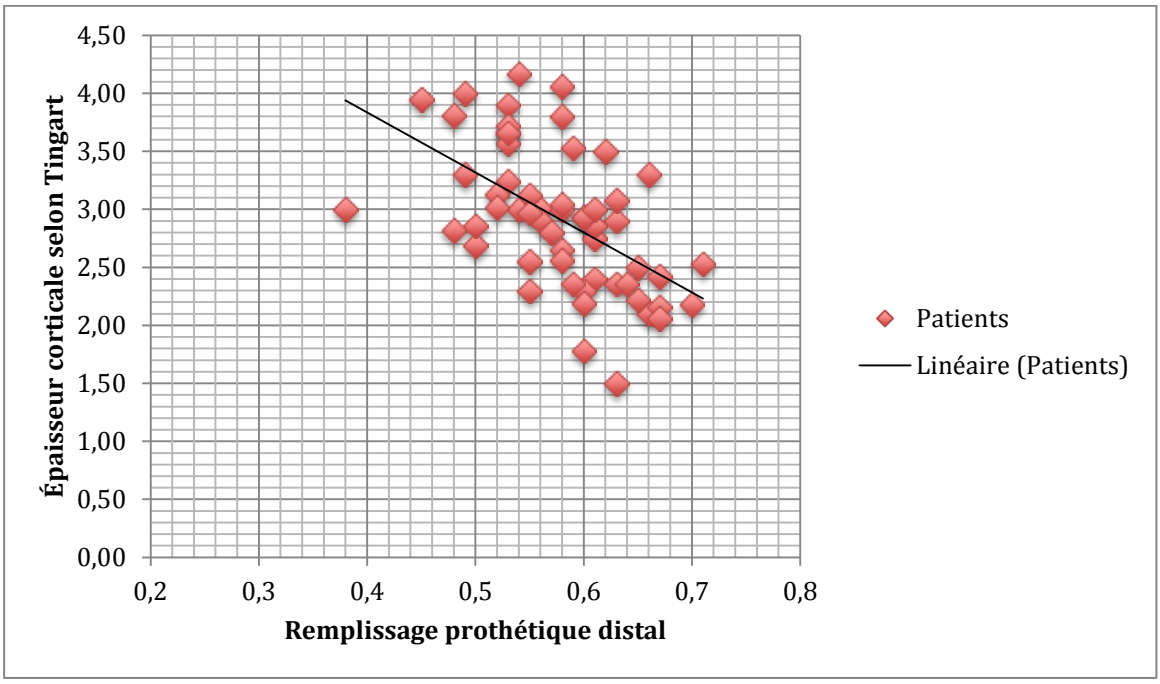


Figure 30 : Nuage de points rapportant les valeurs corrélées de remplissage distal et de qualité osseuse mesurée selon Tingart, et droite de régression linéaire

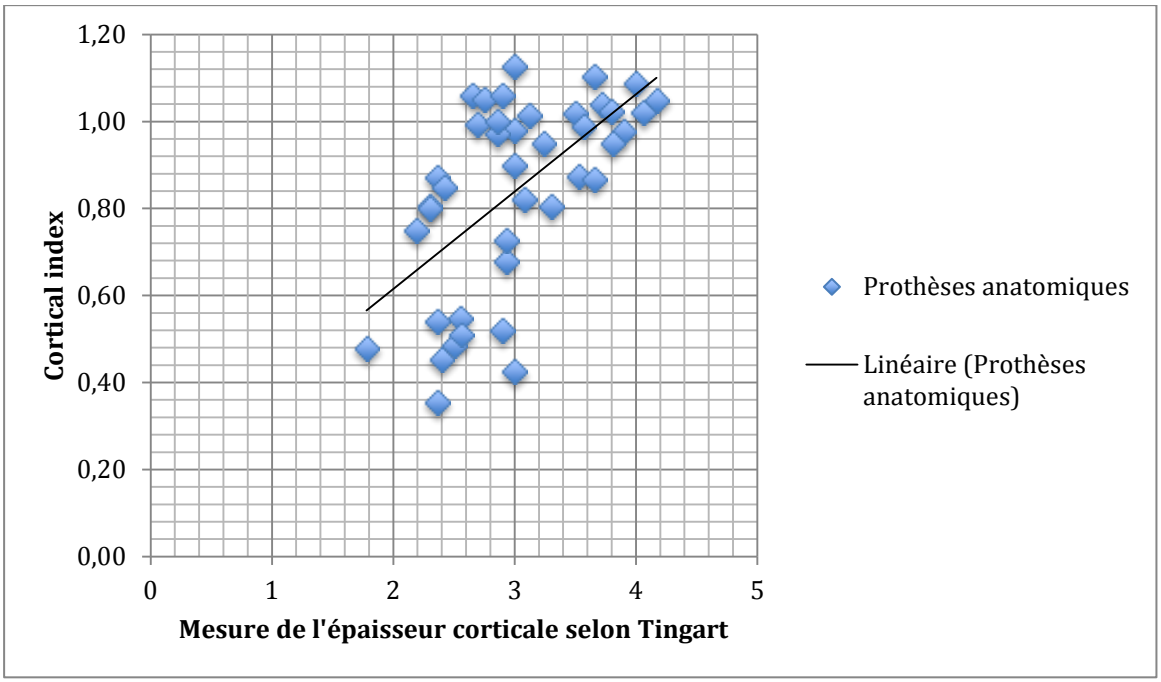


2. Prothèses anatomiques

On rapportait pour les prothèses anatomiques une épaisseur corticale moyenne de 3,0 mm (1,8 – 4,2 ; +/-0,6).

Le test de corrélation de Pearson retrouvait une corrélation significative positive entre la mesure de Tingart, reflet de la densité osseuse ; et l'index cortical, pour les prothèses anatomiques, avec un coefficient de corrélation de 0,60 (intervalle de confiance : 0,36 – 0,77) (p<0,0001). (Figure 31).

Figure 31 : Nuage de points rapportant les valeurs de l'index cortical et l'épaisseur corticale selon Tingart pour les prothèses anatomiques, et droite de régression linéaire

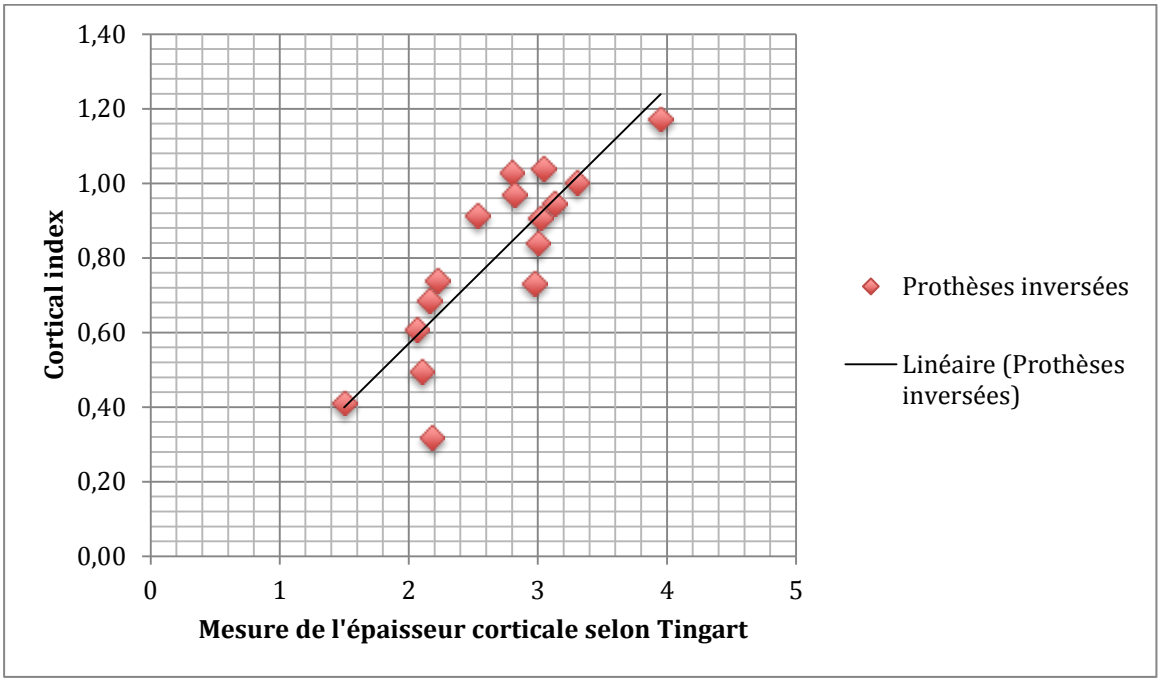


3. Prothèses inversées

La valeur de l'épaisseur corticale diaphysaire mesurée selon Tingart, reflet de la qualité osseuse, était de 2,7mm (1,5 mm - 4 mm ; +/- 0,6 mm) pour les prothèses inversées.

Le test de corrélation de Pearson retrouvait une corrélation positive entre la mesure de Tingart et l'index cortical pour les prothèses inversées, avec un coefficient de corrélation de 0,85 (intervalle de confiance : 0,61 – 0,95) (p<0,0001) (Figure 32).

Figure 32 : Nuage de points rapportant les valeurs de l'index cortical et l'épaisseur corticale selon Tingart pour les prothèses inversées, et droite de régression linéaire



4. Conclusion sur l'influence de la qualité osseuse

En conclusion, on peut noter que la qualité osseuse influençait l'apparition d'ostéolyse, et que cette corrélation semblait plus importante pour les prothèses inversées que pour les prothèses anatomiques (avec un coefficient de corrélation supérieur). Néanmoins, on ne retrouvait pas de différence significative de cette mesure de Tingart entre les prothèses anatomiques et inversées (p= 0,065).

8. Conclusion sur l'apparition d'ostéolyse proximale

Notre étude rapporte l'apparition chez certains patients d'une ostéolyse proximale qui a pu être calculée par ce que nous avons appelé « index cortical ». L'analyse des différents facteurs étudiés pour expliquer cette apparition d'ostéolyse a mis en évidence une incidence du sexe, du type de fixation, du remplissage de la tige (défini par le filling ratio) et de la qualité osseuse initiale (évaluée selon la mesure de l'épaisseur corticale diaphysaire de Tingart). Aucune relation n'a été retrouvée avec l'âge au moment de la chirurgie et le type d'implant utilisé.

3. Mesure de l'angle cervico-diaphysaire

1. Analyse de l'ensemble de la série

La différence retrouvée entre l'angle cervico-diaphysaire moyen attendu et l'angle cervico-diaphysaire moyen mesuré était de + 3,7° sur l'ensemble des tiges de cette série. Les valeurs extrêmes rapportées étaient de -1,5° (varus) à +11,5° (valgus). Ainsi, il existait des tiges valgisées, mais aucune n'était varisée.

L'analyse statistique n'a pas retrouvé de corrélation significative entre cette « différence angle mesuré – angle attendu » et l'apparition d'ostéolyse (p=0,56), ainsi qu'entre cette valeur et le remplissage prothétique proximal (p=0,38) et distal (p=0,23).

2. Prothèses anatomiques

On rapportait pour les prothèses anatomiques 9 tiges A, 18 tiges B et 15 tiges C, soit un angle moyen attendu de 133,2°. L'angle moyen mesuré des prothèses anatomiques était de 136,5°. Ainsi la différence moyenne entre l'angle cervico-diaphysaire mesuré et l'angle cervico-diaphysaire attendu était de 3,3° pour les prothèses anatomiques, avec des valeurs extrêmes rapportées de -1,5° (varus) à +8,5° (valgus).

3. Prothèses inversées

L'angle cervico-diaphysaire moyen mesuré des prothèses inversées était de 136,7° (132° - 144° ; +/- 3,7°), ce qui correspond à une différence de 4,2° par rapport à l'angle attendu de 132,5°. 6 prothèses étaient valgisées, avec un angle mesuré supérieur ou égal à 140° (ce qui correspond à une différence entre l'angle mesuré et l'angle calculé supérieure ou égale à 7,5°). Il faut ajouter à ces valeurs 12,5 degrés correspondant aux degrés contenus dans l'insert en polyéthylène radio-transparent (insert pour tige de type B), soit un angle cervicodiaphysaire total de 149,2° (144,5° - 156,5°), pour une prothèse dont le design correspond théoriquement à un angle de 145° (soit des valeurs extrêmes de -0,5° à +11,5°).

4. Analyse du composant glénoïdien

1. Prothèses anatomiques

Il n'existait pas de signe de descellement du composant glénoïdien pour les prothèses anatomiques.

Sur les radiographies postopératoires précoces, on retrouvait 12 glènes présentant des liserés périprothètiques, avec un score RLL de Molé maximal de 3 [23]. Au dernier recul, 17 glènes présentaient des liserés périprothètiques avec un score liseré maximal de 5. Trois des 12 patients présentant des liserés postopératoires immédiats présentaient une évolution de ce liseré, soit 25%. 5 patients présentaient des liserés au dernier recul alors qu'aucun liseré n'était retrouvé en postopératoire immédiat.

2. Prothèses inversées

On ne retrouvait pas de descellement du composant glénoïdien pour les prothèses inversées, ni liseré périprothètique autour de la métaglène. Aucune complication mécanique n'était retrouvée.

Enfin, on rapportait 3 cas de notching du pilier de l'omoplate de stade 1 de Sirveaux [24], soit un taux d'encoche de 12,5%.

4. Corrélation radio-clinique

1. Prothèses anatomiques

On ne retrouvait pas de corrélation entre les valeurs de l'index cortical et celles du score de Constant au dernier recul, pour les prothèses anatomiques (p=0,24) (coefficient de corrélation de Pearson = - 0,19). Ainsi, la présence d'une ostéolyse ne modifiait pas le résultat fonctionnel pour les prothèses anatomiques.

Les amplitudes articulaires actives au dernier recul n'étaient pas corrélées à l'index cortical (EAA : p=0,65 ; ELA : p=0,27 ; RE1A : p=0,12 ; RIA : p=0,15).

L'analyse ne rapportait pas non plus de corrélation entre les remplissages prothétiques proximal ou distal et le score de Constant au dernier recul pour les prothèses anatomiques (p=0,22 pour le remplissage proximal et p=0,18 pour le remplissage distal). De même on ne retrouvait pas de corrélation entre la qualité osseuse et le score de Constant au dernier recul (p=0,66).

2. Prothèses inversées

On ne retrouvait pas de corrélation entre les valeurs de l'index cortical et celles du score de Constant au dernier recul, pour les prothèses inversées (p=0,12) (coefficient de corrélation de Pearson = - 0,33). La présence ou non d'ostéolyse ne modifiait pas significativement le résultat fonctionnel pour les prothèses inversées.

Les amplitudes articulaires actives au dernier recul n'étaient pas corrélées à l'index cortical (EAA : p=0,16 ; ELA : p=0,11 ; RE1A : p=0,64 ; RIA : p=0,18).

L'analyse ne rapportait pas non plus de corrélation entre les remplissages prothétiques proximal ou distal et le score de Constant au dernier recul pour les prothèses inversées (p=0,36 pour le remplissage proximal et p=0,75 pour le remplissage distal). Enfin, on ne retrouvait pas de corrélation entre la qualité osseuse et le score de Constant au dernier recul (p=0,95).

3. Conclusion

Aucune corrélation radio-clinique n'a été retrouvée dans notre étude entre l'index cortical (évaluant l'ostéolyse proximale) et le résultat fonctionnel. L'apparition d'une ostéolyse proximale n'avait pas de retentissement sur les résultats fonctionnels au dernier recul dans notre série, aussi bien pour les prothèses anatomiques que pour les prothèses inversées. Par ailleurs, on ne retrouvait pas d'incidence du remplissage prothétique et de la qualité osseuse sur le score de Constant.

5. Analyses spécifiques aux prothèses inversées

1. Analyse de l'impact du Bio-RSA sur les amplitudes articulaires

Aucune différence significative n'était retrouvée en terme de score de Constant entre les patients ayant bénéficié d'une latéralisation osseuse par Bio-RSA (CS moyen = 61,6 points) et ceux n'ayant pas de Bio-RSA (CS moyen = 65,8 points), (p=0,35).

L'analyse de la présence ou non d'un Bio-RSA n'a pas mis en évidence de différence significative en terme de mobilités articulaires. La rotation externe moyenne sans Bio-RSA était de 32,0° contre 26,5° pour les patients ayant bénéficié d'un Bio-RSA (p=0,25). L'élévation latérale moyenne sans Bio-RSA était de 116,7° contre 123,9° avec Bio-RSA (p=0,51). L'élévation antérieure moyenne sans Bio-RSA était de 135,8° contre 139,7° avec Bio-RSA (p=0,66). La rotation interne moyenne atteignait 6,3 points sans Bio-RSA contre 6,7 avec Bio-RSA (p=0,80).

2. Mesure et analyse de la latéralisation et de la distalisation prothétique après prothèse inversée

Le caractère onlay de la prothèse Ascend™ Flex inversée a montré une latéralisation et une distalisation augmentées par rapport aux prothèses présentant un design inlay, d'après une étude préliminaire réalisée dans notre service (Figure 12). Nous avons donc évalué le retentissement de cette latéralisation et de cette distalisation sur les résultats cliniques. Par ailleurs, cette tige offre la possibilité de modifier l'offset, en jouant sur la taille de l'excentration de la platine utilisée, et le positionnement supérieur ou inférieur de cet offset (Figure 13).

1. Latéralisation

La valeur brute de latéralisation moyenne retrouvée était de 45,8 mm (35,8 – 56,8 ; +/-5,8 mm), avec une médiane de 45,8 mm. Cette valeur correspondait à une perte de latéralisation (soit une médialisation) moyenne de 4,6 mm (-25,5 – 14,2 ; +/-9,2 mm) par rapport à la valeur mesurée en préopératoire.

Deux groupes créés de part et d'autre de la valeur médiane ont ainsi été constitués et comparés pour évaluer l'effet de cette latéralisation sur le résultat clinique. Le groupe A était constitué par les patients présentant une latéralisation inférieure à 45,8mm et le groupe B par une latéralisation supérieure à 45,8mm (Tableau 8).

Tableau 8 : Analyse des différents paramètres selon la latéralisation

	Groupe A Latéralisation < 45,8mm	Groupe B Latéralisation > 45,8mm	p
Score de Constant	62,5 points	62,7 points	0,96
Douleur	11,8 points	11,7 points	0,94
Activités	16,1 points	16,9 points	0,40
Mobilités	29,8 points	29,8 points	1
Force	4,8 points	4,3 points	0,66
EAA	137,9°	139,6°	0,86
ELA	119,2°	125,0°	0,61
RE1A	22,5°	32,9°	**0,026**
RI	6,7 points	6,5 points	0,85
SSV	75,4%	70,4%	0,48
Cortical Index	0,89 mm	0,83 mm	0,48

2. Distalisation

La valeur brute de distalisation moyenne retrouvée était de 45,9mm (32,5 – 62,4 ; +/-7,0mm), avec une médiane de 45,0mm. Cette valeur correspondait à une distalisation moyenne de 27,5 mm (16,0 – 43,3 ; +/- 7,8 mm) par rapport à la valeur mesurée en préopératoire.

De même, le groupe A était constitué des patients présentant une distalisation inférieure à 45mm et le groupe B une distalisation supérieure à 45mm (Tableau 9).

Tableau 9: Analyse des différents paramètres selon la distalisation

	Groupe A Distalisation < 45mm	Groupe B Distalisation > 45mm	p
Score de Constant	61,2 points	64,0 points	0,91
Douleur	12,2 points	11,2 points	0,30
Activités	16,3 points	16,7 points	0,74
Mobilités	28,2 points	31,5 points	0,20
Force	4,5 points	4,7 points	0,88
EAA	132,5°	145,0°	0,19
ELA	104,4°	130,0°	0,08
RE1A	30,4°	25,0°	0,27
RI	6,5 points	6,7 points	0,85
SSV	71,2%	73,7%	0,73
Cortical Index	0,85 mm	0,87 mm	0,91

3. Conclusion concernant la latéralisation et la distalisation

Une latéralisation humérale élevée dans notre série était statistiquement associée à une amélioration de la rotation externe active au dernier recul (p=0,026).

Nous n'avons pas retrouvé d'incidence de la distalisation statistiquement significative sur les amplitudes articulaires au dernier recul. Néanmoins, l'élévation latérale active semblait supérieure en cas de distalisation importante, sans que cette différence n'ait pu être statistiquement démontrée.

La latéralisation et la distalisation ne semblaient pas avoir de conséquence sur le score de Constant et sur le résultat subjectif.

Le design onlay de la tige dans sa version inversée permet, par rapport au design inlay « standard », de jouer sur la latéralisation et sur la distalisation humérale, par le positionnement et par l'excentration de la platine inversée.

IV. Discussion

1. Analyse des résultats cliniques

Les résultats cliniques généraux de cette série avec 2 ans de recul minimum sont satisfaisants, que ce soit pour les prothèses anatomiques ou pour les prothèses inversées.

1. Prothèses anatomiques

Le score de Constant moyen passait de 30,0 points avant l'intervention à 74,2 points au dernier recul pour les prothèses anatomiques, avec une amélioration statistiquement significative pour l'ensemble des items. Ces résultats rejoignent les différentes séries de la littérature concernant les prothèses anatomiques [27-30]. Les amplitudes articulaires rapportées au dernier recul apparaissent comparables voire supérieures à la plupart des séries rapportées [27-31]. Walch et al. en 2010 ont rapporté une série multicentrique de prothèses anatomiques avec un score de Constant moyen de 67,6 points, une élévation antérieure moyenne à 146,6 degrés et une rotation externe active moyenne de 35,3 degrés [29]. La première étude concernant les tiges courtes humérales sans ciment, réalisée par Jost et al. rapportait une élévation antérieure active moyenne de 142 degrés au dernier recul contre 162,6 degrés dans notre série [31]. Schnetzke et al. ont publié récemment une série rapportant les résultats de la première génération de la tige étudiée dans notre étude (Aequalis Ascend™, Tornier®, Grenoble, France) [23]. Ils retrouvaient une élévation antérieure active de 157 degrés et une rotation externe active de 38,2 degrés, ce qui correspondait approximativement à nos résultats. Le score subjectif SSV moyen progressait de 31% à 86% dans notre série. Il était de 85,5% pour Schnetzke et al. [23].

2. Prothèses inversées

Pour les prothèses inversées, le SSV progressait dans notre série de 34% à 73%. Les résultats cliniques retrouvés au dernier recul étaient satisfaisants, et correspondaient aux résultats rapportés dans la littérature. Le score de Constant

moyen passait de 21,6 points lors de l'analyse préopératoire à 62,6 au recul minimum de 2 ans. L'élévation antérieure active moyenne atteignait 138,8 degrés, et la rotation externe active 27,7 degrés. Le symposium de la SOFCOT réalisé en 2006 rapportait un score de Constant moyen de 62 points, une élévation antérieure active moyenne de 130 degrés et une rotation externe active moyenne de 11 degrés [32]. Ces résultats coïncident avec notre série en ce qui concerne le score de Constant et l'élévation antérieure. La rotation externe active, supérieure dans notre cohorte pourrait être secondaire au taux important de Bio-RSA, ainsi qu'à une latéralisation humérale plus importante liée au design prothétique onlay, entrainant une horizontalisation des fibres deltoïdiennes postérieures et permettant une remise en tension du muscle petit rond quand ce dernier restait présent. Par ailleurs, nos résultats sont comparables à ceux retrouvés dans les séries de Teissier et al. ainsi que Ballas et al. à propos de prothèses inversées sans tige humérale [33, 34]. L'élévation antérieure active dans ces séries était respectivement de 143 et 140 degrés. Les scores de Constant moyens, progressaient respectivement de 28 points et de 33 points. Le score de Constant augmentait de 43,5 points pour Atoun et al. dans une série utilisant une tige courte métaphysaire non cimentée [35].

2. Analyse des complications

Dans cette étude, 2 patients ont nécessité une reprise chirurgicale. Un seul patient a nécessité un changement des implants du fait d'un allongement du bras excessif après prothèse inversée. Dans ce cas, le retrait de la tige a été simple, sans perte osseuse associée, et le résultat fonctionnel au dernier recul était satisfaisant. Trois refends du calcar ont été rapportés dans notre série lors de l'impaction de la tige en press-fit. La stabilité des implants restait satisfaisante dans ces 3 cas sans nécessiter d'ostéosynthèse complémentaire ou de changement pour une tige cimentée. Une des raisons pouvant expliquer ces fissures du calcar est l'importance du press-fit. Sur la période concernée par notre série, le press-fit métaphysaire était de 2 mm par rapport à la taille des compacteurs utilisés pour la préparation humérale. Ce press-fit a depuis été diminué à 1 mm (par augmentation de la taille des compacteurs) afin d'éviter ces désagréments peropératoires.

3. Analyse des résultats radiographiques et influence du design prothétique

1. Généralités sur la tige Ascend™ Flex

Aucune complication mécanique relative à la tige n'a été rapportée dans cette série. La stabilité du composant huméral était satisfaisante au recul minimum de 2 ans, aussi bien pour les prothèses anatomiques que pour les prothèses inversées.

2. Fixation non cimentée

Aucun défaut d'ostéointégration n'a été rapporté au dernier recul. De plus, la fixation non cimentée semble apporter de nombreux avantages aussi bien peropératoire qu'en cas de reprise chirurgicale : facilité de pose, disparition des risques liés à la cimentation, durée opératoire diminuée, préservation du stock osseux et facilité théorique de révision du composant huméral. Ces avantages nécessitent des études spécifiques complémentaires, et à plus long terme pour être confirmés.

1. Prothèses anatomiques

Les tiges humérales non cimentées ont prouvé leur efficacité pour les prothèses anatomiques [36-39]. Récemment, Weutsen et al. ont rapporté un taux de survie satisfaisant des tiges humérales « standard » à 5 ans de recul, sans différence entre les tiges cimentées et sans ciment [40]. Il n'existe pour le moment pas d'étude à long terme concernant les tiges sans ciment courtes. Jost et al. les premiers, n'ont pas retrouvé de complication mécanique sur leur série de tige courte métaphysaire non cimentée au recul moyen de 29 mois [31]. Schnetzke et al. rapportaient des résultats radiologiques encourageant à moyen terme, sans descellement de tige au recul moyen de 31,2 mois [23]. Aucune prothèse anatomique n'a nécessité l'utilisation d'une tige cimentée dans notre série, ce qui confirme les données de la littérature.

2. Prothèses inversées

Dans notre série, 8 tiges de prothèses inversées ont été cimentées, mais seulement 2 ont été décidées alors qu'une tige sans ciment était prévue initialement. Dans 6 cas, la décision d'implanter une tige cimentée avait été prise par l'opérateur avant le début de l'intervention, du fait d'un aspect radiologique évoquant une mauvaise qualité osseuse. Il a été rapporté que le design semi-contraint d'une prothèse inversée augmenterait les contraintes au niveau du composant huméral, et s'associerait ainsi à un risque supérieur d'échec de la fixation sans ciment. C'est pourquoi la préférence a longtemps été donnée à l'utilisation de tiges cimentées pour les prothèses inversées. Wiater et al. ainsi que King et al. ont comparé les résultats de la fixation cimentée et de la fixation sans ciment pour les prothèses inversées avec un recul minimum de 2 ans [41, 42]. Ils n'ont pas mis en évidence de différence entre ces deux types de fixation, à la fois sur le plan clinique et radiographique. Giuseffi et al. ont eux rapporté les résultats d'une série de 44 prothèses inversées utilisant une tige non cimentée et courte avec un recul moyen de 27 mois [43]. Ils ne retrouvaient aucun signe radiologique de descellement. L'ensemble de ces études concorde avec notre série, qui ne retrouvait pas de signe d'échec de la fixation non cimentée au dernier recul pour les prothèses inversées.

3. Conclusion sur la fixation non cimentée

Les résultats de la littérature et notre expérience actuelle de cette tige, nous confortent maintenant dans l'efficacité et la stabilité de ces tiges non cimentées aussi bien pour les prothèses anatomiques que pour les prothèses inversées.

3. Tige courte

L'intérêt d'une tige de petite taille semble assez évidente pour préserver le stock osseux et faciliter une éventuelle reprise chirurgicale. Dans notre série, un patient a nécessité la révision d'une tige courte cimentée. Le retrait de la tige est apparu simple en peropératoire, sans difficulté ni dégât osseux secondaire à l'extraction de la tige.

L'utilisation d'une tige courte ou d'une prothèse sans tige facilite aussi la pose d'une prothèse lorsqu'il est impossible de cathétériser le fût huméral, dans certains cas tels que les cals vicieux de fractures humérales ou la présence de matériel sous-jacent, tel qu'une tige longue de prothèse de coude. Néanmoins, il semble que les tiges courtes aient un double intérêt, en associant aux avantages des prothèses sans tige ceux des tiges longues. Tout d'abord, elles permettent selon les constatations peropératoires de décider d'une cimentation sans modifier la préparation humérale.

Secondairement, elles permettent d'éviter d'éventuelles erreurs d'angle cervico-diaphysaire pour les prothèses inversées, en centrant la tige humérale dans le fût. Teissier et al. rapportaient dans leur série de prothèses sans tige, un angle cervico-diaphysaire moyen de 154°, avec des valeurs extrêmes allant de 142° à 165°, soit une variabilité de 23° [33]. Dans notre série, l'angle cervico-diaphysaire moyen pour les prothèses inversées était de 149,2° pour un design théorique de 145°, avec des valeurs extrêmes allant de 144,5° à 156,5°, soit une variabilité de 12°, inférieure à celle rapportée pour les prothèses sans tige. De plus, sur l'ensemble de la série, l'angle cervico-diaphysaire mesuré différait en moyenne de 3,7° par rapport à l'angle cervico-diaphysaire attendu, avec un intervalle de valeurs extrêmes de 13°. Cette mesure n'a que peu d'intérêt de prime abord pour les tiges anatomiques. Cependant, si l'on considère que chaque prothèse anatomique est à terme susceptible d'être convertie en prothèse inversée, alors il semble important de s'assurer d'un positionnement initial satisfaisant en terme d'angle cervico-diaphysaire. Cet angle cervico-diaphysaire semble donc mieux contrôlé par l'utilisation d'une tige courte que par une prothèse sans tige, évitant ainsi la présence d'angles aberrants. Malgré tout, cette variabilité de 12° pour nos prothèses inversées, semble quand même supérieure à celle pouvant être retrouvée avec une tige standard permettant un centrage diaphysaire optimal. Enfin, en cas de

conversion d'une prothèse anatomique en prothèse inversée, il reste possible de compenser un défaut d'angle cervico-diaphysaire modéré par l'angle du polyéthylène.

Par ailleurs, Atoun et al. ont rapporté une série de 31 prothèses inversées utilisant des tiges courtes métaphysaires non cimentées. Ils ne retrouvaient pas de signe de descellement prothétique au recul moyen de 36 mois [35]. Cinq fractures périprothétiques secondaires post-traumatiques ont été retrouvées dans leur étude, dont seulement une a nécessité une reprise chirurgicale. Ils concluent que l'utilisation d'une tige métaphysaire, apporte un bénéfice dans ces cas de fracture péri-prothétique. La zone de fragilité à la jonction tige-os étant métaphysaire, elle présente un potentiel de consolidation supérieur aux fractures diaphysaires habituellement retrouvées avec des tiges « standard ».

4. Convertibilité

A l'ensemble de ces avantages, s'associe celui de la convertibilité de la tige Aequalis Ascend™ Flex. Il est ainsi possible de convertir une prothèse anatomique en une prothèse inversée sans avoir à changer la tige humérale, évitant ainsi la nécessité d'un geste huméral complémentaire à la fois chronophage et à haut risque de complication (osseuse, neurologique) en cas de tige bien fixée. Dans notre série, aucun patient n'a nécessité de conversion de sa prothèse au dernier recul. La littérature rapporte 3 séries évaluant l'efficacité d'une tige convertible pour le changement d'une prothèse anatomique en prothèse inversée [48-50]. Ces études, menées par Wieser, Kany et Castagna retrouvaient, outre une diminution de la perte sanguine peropératoire et de la durée d'intervention, une diminution des taux de complications peropératoires et de reprises avec un système modulaire par rapport aux patients pour lesquels la tige avait dû être changée. De plus, les résultats cliniques rapportés étaient satisfaisants. Néanmoins, dans certains cas, tel que la reprise pour infection, la préservation de la tige humérale est impossible [49, 50]. Dans ces cas, l'utilisation d'une tige courte et sans ciment est intéressante pour éviter les difficultés techniques inhérentes à l'extraction de la tige et ainsi limiter les dégâts osseux.

4. Analyse de l'apparition d'ostéolyse proximale et des facteurs en cause

Schnetzke et al. retrouvaient 13,6% de « stress shielding » sur une série des prothèses anatomiques utilisant la précédente génération de la tige étudiée dans notre étude [23]. Ce design a été modifié, avec l'addition du revêtement de surface métaphysaire destiné à améliorer le press-fit métaphysaire. Nous rapportons dans notre étude l'apparition d'une ostéolyse proximale (index cortical bas) corrélée à un taux de remplissage huméral important (filling ratio élevé) et au sexe féminin. Aucune corrélation n'était retrouvée entre la valeur de cet index cortical et le score de Constant. Ainsi, la présence d'ostéolyse n'était pas associée à un mauvais résultat clinique, et la stabilité radiographique au dernier recul était satisfaisante. Il est possible que notre courbe d'apprentissage soit en partie en cause dans ces résultats. Initialement, le passage d'une tige longue cimentée anciennement posée, à une tige courte sans ciment nous a conduit à utiliser de haute taille de tige, et donc de hauts filling ratios. Avec l'expérience, nous avons progressivement diminué la taille de tige humérale utilisée. Actuellement, nous proposons d'implanter la première taille permettant d'avoir une stabilité rotatoire métaphysaire satisfaisante.

Plusieurs études ont décrit des phénomènes de résorption osseuse pour les prothèses d'épaule utilisant des tiges humérales non cimentées [44, 45]. Nagels et al. retrouvaient qu'une mauvaise qualité osseuse à l'implantation de la prothèse était un facteur important d'apparition progressive d'ostéolyse [44]. Quental et al. en 2012 évaluaient la résorption osseuse après prothèse d'épaule à l'aide d'un modèle informatique [46]. Ils suggéraient là encore, qu'une mauvaise qualité osseuse était un facteur clé d'apparition d'une résorption osseuse postopératoire. Cependant, ils concluaient que l'ostéolyse ne semblait pas être à risque de descellement du composant huméral.

Notre analyse, a permis par l'intermédiaire de la mesure de l'épaisseur corticale diaphysaire selon Tingart et al. [24], de mettre en relation l'apparition d'ostéolyse avec la présence d'une mauvaise qualité osseuse initiale, ce qui confirme les résultats des études citées précédemment. En effet, l'étude de Tingart et al. montrait une corrélation entre cette mesure corticale et les résultats de l'ostéodensitométrie, bien qu'aucune valeur seuil n'ait pu être définie pour définir

l'ostéoporose. Cela explique probablement l'association retrouvée dans notre série entre un index cortical faible et le sexe féminin, plus fréquemment associé à l'ostéoporose dans la population générale. En effet, la mesure de Tingart moyenne chez les femmes était significativement inférieure à celle retrouvée chez les hommes. Enfin, une corrélation négative a été retrouvée entre la mesure corticale de Tingart et le filling ratio. Une mauvaise qualité osseuse, diminue logiquement la stabilité rotatoire des compacteurs, nécessitant l'utilisation de tiges de tailles plus élevées qu'en cas de qualité osseuse « normale ». Par contre, nous n'avons pas retrouvé de lien avec l'âge des patients.

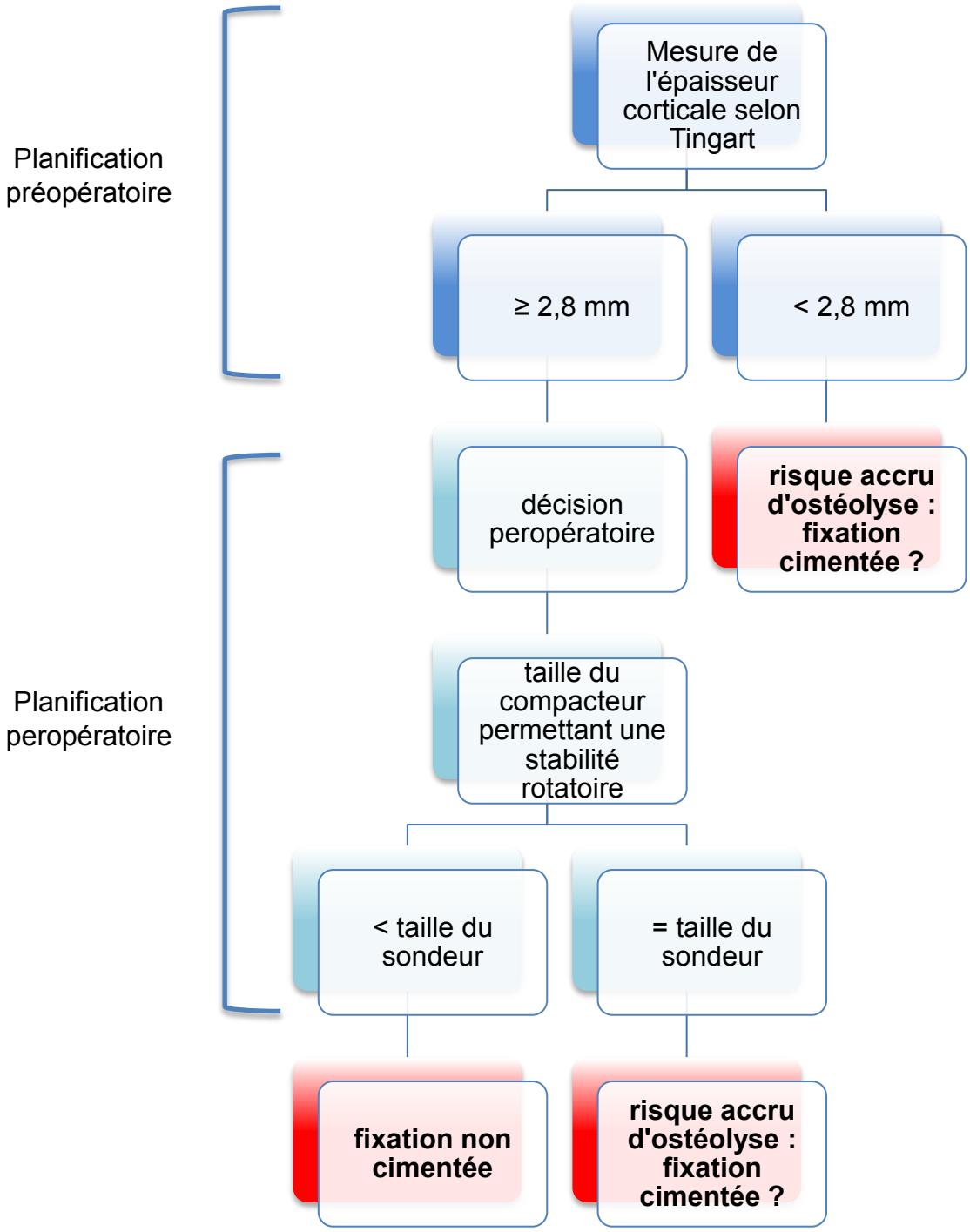
Il faut enfin rappeler que les tiges cimentées dans les prothèses inversées avaient un index cortical significativement plus élevé que les tiges non cimentées. Cela confirme les données de Raiss et al. qui ne rapportaient pas de résorption osseuse pour les tiges cimentées [45]. Melis et al. en 2011 retrouvaient eux aussi un taux d'ostéolyse significativement supérieur en cas de tige non cimentées [47]. Ainsi, il semble que la possibilité de cimenter cette tige apporte une solution chez les patientes pour lesquelles la stabilité rotatoire nécessite l'utilisation d'une tige de grand diamètre, afin d'éviter l'apparition de signes d'ostéolyse, bien qu'aucune conséquence clinique ne soit rapportée à cette ostéolyse corticale.

Il nous a donc semblé intéressant de déterminer une conduite à tenir préopératoire et peropératoire permettant de guider le choix de la fixation. Cette conduite à tenir n'a de valeur, que s'il s'avérait à terme que cette ostéolyse soit évolutive, ou qu'elle péjore le résultat fonctionnel ; ce qui n'est pas démontré par notre étude à 2 ans de recul, et nécessite un suivi complémentaire.

Une valeur précise de la mesure de Tingart en deçà de laquelle l'ostéolyse apparaît ne peut être déterminée. À titre indicatif, et en se basant sur les droites de régression linéaire, nous avons cherché à déterminer à quelle valeur moyenne de la mesure de Tingart correspondait une ostéolyse définie arbitrairement à 20% (afin d'éviter une éventuelle erreur liée à la précision des mesures), soit un index cortical de 0,8. Cette valeur seuil indicative était d'environ 2,8 mm pour l'ensemble des prothèses de notre série. On ne peut tirer de conclusion sur cette valeur. Néanmoins, l'intérêt de cette mesure de l'épaisseur corticale préopératoire est d'avertir sur un potentiel risque d'ostéolyse proximale à terme, et ainsi de discuter une fixation cimentée.

De plus, en peropératoire, l'utilisation des sondeurs apporte également des informations. En effet, la taille du sondeur maximal correspond au diamètre diaphysaire. Si aux passages successifs des compacteurs, la stabilité rotatoire n'est atteinte qu'avec le compacteur de taille correspondant au sondeur maximal, cela signifie que cette stabilité est liée à un press-fit diaphysaire distal et non à un press-fit métaphysaire. Pour que la tenue de la tige soit métaphysaire, la stabilité rotatoire doit donc être obtenue par effet de la compaction osseuse métaphysaire, avant d'atteindre un contact cortical diaphysaire distal, et donc pour une taille de tige qui doit être inférieure à celle du sondeur maximal. Dans le cas contraire, la stabilité se fait au niveau de la queue de la tige, ce qui transfert les contraintes au niveau diaphysaire, et est susceptible de favoriser l'ostéolyse proximale. Ainsi, lorsque la taille du compacteur atteint celle du sondeur maximal, une fixation cimentée nous semble discutable (Figure 33).

Figure 33 : « Organigramme décisionnel » pour choisir le mode de fixation



5. Particularités de la tige Ascend™ Flex pour les prothèses inversées

La prothèse inversée utilisant la tige humérale Ascend™ Flex présente deux particularités par rapport à la prothèse décrite par Grammont initialement : un design onlay et un angle cervico-diaphysaire de 145°.

1. Design onlay

Le design onlay de la tige Ascend™ Flex engendre, pour un niveau de coupe humérale donné, une tension deltoïdienne plus importante que le design inlay initialement décrit par Grammont en associant à la fois une distalisation et une latéralisation humérale de par cette platine extériorisée (Figure 12). Cette remise en tension du deltoïde semble améliorer les amplitudes articulaires, comme cela est détaillé dans le chapitre suivant sur la distalisation et la latéralisation. Néanmoins, cet effet retentit aussi sur les parties molles périarticulaires, nécessitant des adaptations chirurgicales. Une attention particulière est à porter sur la qualité du release capsulaire inférieur notamment en cas de voie d'abord supérieure, et le type de glénosphère choisie en peropératoire, afin d'éviter une tension excessive pouvant être responsable de conséquences néfastes (fracture acromiale, lésion neurologique, limitation des amplitudes).

2. Angle cervico-diaphysaire de 145°

La valeur de l'angle cervico-diaphysaire d'une prothèse inversée (initialement défini à 155° par Grammont) influe sur 3 paramètres principaux : le notching par contact et friction entre le polyéthylène et le pilier inférieur de la scapula, la stabilité prothétique, et les amplitudes articulaires, qui peuvent être limitées par un contact précoce avec les structures environnantes, notamment osseuses.

Récemment, Erickson et al. ont publié une étude rapportant l'influence de l'angle cervico-diaphysaire sur le notching scapulaire et sur les amplitudes

articulaires [51]. Ils retrouvaient significativement moins de notching avec un angle de 135° par rapport à un angle de 155°, associé à une amélioration de la rotation externe. Aucune différence sur la stabilité prothétique n'était retrouvée. Oh et al. dans une étude biomécanique de 2014 retrouvaient un contact en adduction prématuré avec un angle de 155°, et une meilleure stabilité biomécanique antérieure pour un angle de 135° à 30° de rotation externe [52]. Inversement, la stabilité antérieure à 30° de rotation interne était supérieure pour un angle de 155° [52]. Ainsi, l'angle de 145° semble être un bon compromis.

On ne rapportait dans notre série que 3 cas de notching de stade 1 de Sirveaux [26], soit 12,5%. En comparaison, la méta-analyse de Zumstein rapportait un taux d'encoche de 35,4%, à un recul moyen de 42 mois [12]. Ce faible taux de d'encoche du pilier retrouvé dans notre série peut s'expliquer d'une part, par l'angle cervico-diaphysaire théorique de 145°, diminué par rapport à la prothèse de Grammont (qui présentait un angle de 155°), et d'autre part par le taux de 75% de Bio-RSA dans notre série [53]. Enfin, il est maintenant bien établi que pour éviter cette encoche du pilier de l'omoplate, la métaglène doit être positionnée à la partie basse de la glène avec un tilt inférieur de la glénosphère. L'évolution des connaissances et l'expérience des opérateurs sont aussi des raisons de ce faible taux de notching.

Cette diminution de l'angle cervico-diaphysaire à 145° a comme autre conséquence, une diminution relative de la distalisation humérale et une augmentation relative de la latéralisation par rapport à un angle de 155°.

Il faut modérer ce propos en rappelant que la valeur réelle d'angle cervico-diaphysaire moyen calculé dans cette série était de 149,2° et non de 145°.

3. Analyse de la latéralisation et de la distalisation humérale

Ainsi ont été mesurées pour chaque prothèse, la distalisation et la latéralisation prothétique afin d'en étudier les conséquences sur les résultats cliniques. Aucune différence significative sur le score fonctionnel de Constant n'a été retrouvée, de même que sur le résultat subjectif rapporté.

Par contre, il apparaissait que les prothèses pour lesquelles la latéralisation mesurée était au-dessus de la valeur médiane, avaient une rotation externe significativement supérieure aux prothèses présentant une latéralisation inférieure à cette valeur médiane. Ceci peut s'expliquer par la remise en tension du muscle petit rond comme cela a été évoqué dans l'article de Greiner et al. comparant les prothèses inversées ayant bénéficié d'un Bio-RSA aux prothèses sans Bio-RSA[54]. Ils retrouvaient un gain en rotation externe supérieur en cas de latéralisation humérale augmentée liée au Bio-RSA. À l'inverse, nous n'avons pas trouvé d'amélioration significative de la rotation externe active en cas de Bio-RSA dans notre série ; mais l'état du muscle petit rond n'a pas été évalué, et le nombre de patients était limité. Ainsi, nos résultats semblent montrer que la latéralisation prothétique et ses conséquences ne dépendent pas seulement de la présence d'un Bio-RSA sur la glène, mais sont liées à plusieurs facteurs à la fois glénoïdiens et huméraux : l'usure de la glène préopératoire, l'importance du fraisage de la glène, le type de glénosphère utilisée, la présence ou non d'un Bio-RSA, et l'épaisseur ainsi que le positionnement de la platine inversée onlay.

Par ailleurs, Giles et al. ont récemment analysé biomécaniquement les forces nécessaires au deltoïde pour produire un mouvement d'abduction [55]. Ils ont retrouvé que la latéralisation par l'implant huméral diminuait la force nécessaire pour produire ce mouvement alors que la latéralisation au niveau de la glénosphère avait un effet inverse. Ainsi, il faut différencier pour une latéralisation prothétique donnée si cette latéralisation est liée à une latéralisation du centre de rotation par rapport à la glène native, ou à une latéralisation d'origine humérale (design onlay, position de la platine, angle cervico-diaphysaire). Pour une latéralisation prothétique donnée, le bras de levier est plus petit si une part de cette latéralisation est opérée à la glène (par latéralisation du centre de rotation), ce qui augmente les forces deltoïdiennes nécessaires au mouvement d'abduction. Inversement, une latéralisation d'origine humérale, augmente le bras de levier, et diminue les forces nécessaires (figures 34 à 37).

Concernant la distalisation, nous n'avons pas trouvé de différence significative en terme de mobilités, entre les prothèses présentant une distalisation supérieure ou inférieure à la valeur médiane. Malgré cela, il est important de remarquer que l'élévation latérale active était en moyenne de 130° pour les prothèses les plus

distalisées contre 104,4° pour les prothèses les moins distalisées (p=0,08). Un nombre supérieur de patients aurait peut-être permis de retrouver une différence significative. Ce résultat peut s'expliquer par la remise en tension des fibres musculaires deltoïdiennes, augmentant le bras de levier, et par l'apparition retardée du contact entre l'humérus et l'acromion du fait de cette distalisation humérale (Figure 38). Là encore, plusieurs facteurs déterminent cette distalisation : la hauteur de coupe humérale, le positionnement de la platine, le type de glénosphère et le positionnement de la glénosphère (associant la présence d'un tilt inférieur et le positionnement en hauteur de la métaglène).

Dans cette série, il ne nous a pas été possible d' évaluer particulièrement le retentissement du positionnement de la platine inversée (offset) sur les amplitudes articulaires, les platines étant positionnées à l'identique pour 22 des 24 prothèses incluses (91,7%). Il s'agissait d'une position dans laquelle l'offset était supérieur pour abaisser l'humérus et diminuer ainsi le contact avec l'acromion en abduction. Néanmoins, il existe entre les positions extrêmes possibles de cette platine une différence de plusieurs millimètres en faveur d'une distalisation ou d'une latéralisation humérale, ce qui d'après nos résultats précédents, pourrait avoir des conséquences sur les amplitudes articulaires, notamment en rotation externe et en élévation latérale. Cet intérêt pour le positionnement de l'offset de cette platine inversée est renforcé par l'étude biomécanique de Berhouet et al. [56], qui confirme que le positionnement de cette platine onlay à une incidence sur l'apparition d'un conflit entre l'humérus et les structures osseuses alentour. Ainsi le design onlay permet à la fois l'ajustement de l'offset antéropostérieur, et l'ajustement de l'abaissement et de la latéralisation de l'humérus par rapport à la glénosphère. Des études cliniques complémentaires sont nécessaires pour évaluer le retentissement du positionnement de cette platine sur les résultats à long terme, et déterminer selon les critères préopératoires, le meilleur positionnement peropératoire à envisager.

La multiplicité des paramètres rentrant en ligne de compte dans le résultat des prothèses inversées laisse à penser qu'un système de planification 3D dynamique, basé sur un bilan d'imagerie en coupe préopératoire, pourrait avoir un intérêt, en permettant de déterminer la configuration la plus adaptée à chaque patient, et ainsi le meilleur résultat fonctionnel.

Figure 34 : Latéralisation prothétique minimale

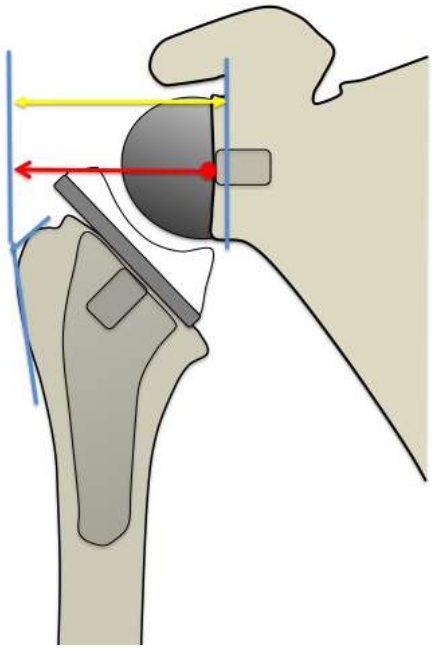
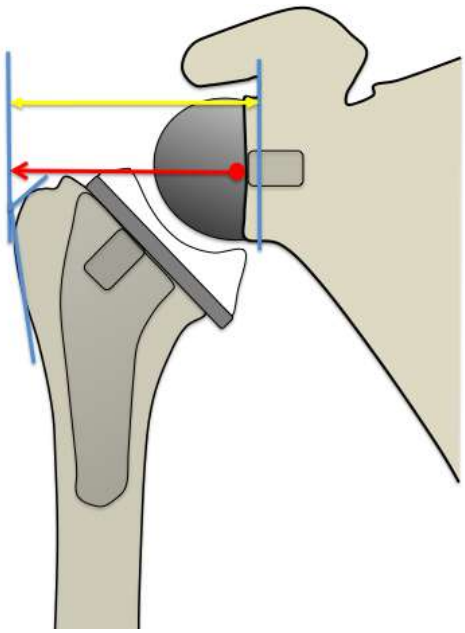


Figure 35 : Latéralisation prothétique par latéralisation de la platine humérale, sans modification du centre de rotation glénoïdien



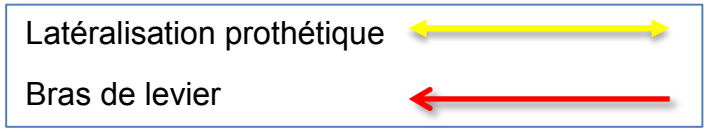


Figure 36 : Latéralisation prothétique par latéralisation du centre de rotation glénoïdien (Bio-RSA)

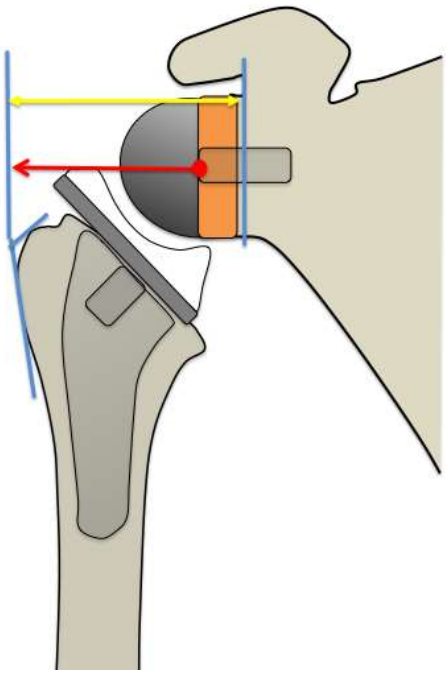


Figure 37 : Latéralisation prothétique mixte par latéralisation du centre de rotation glénoïdien (Bio-RSA) et latéralisation de la platine humérale

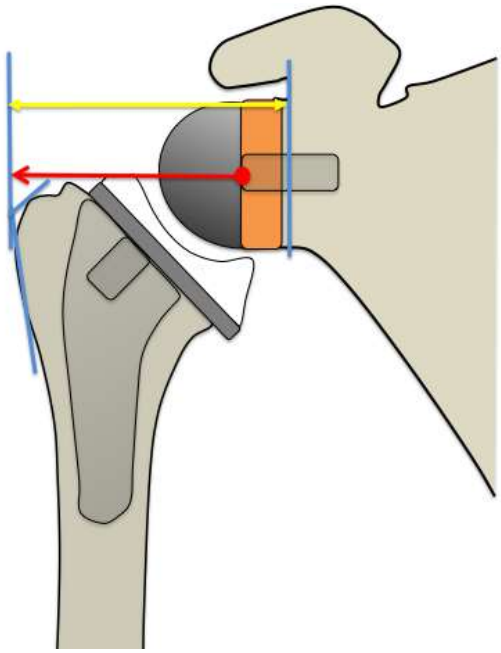
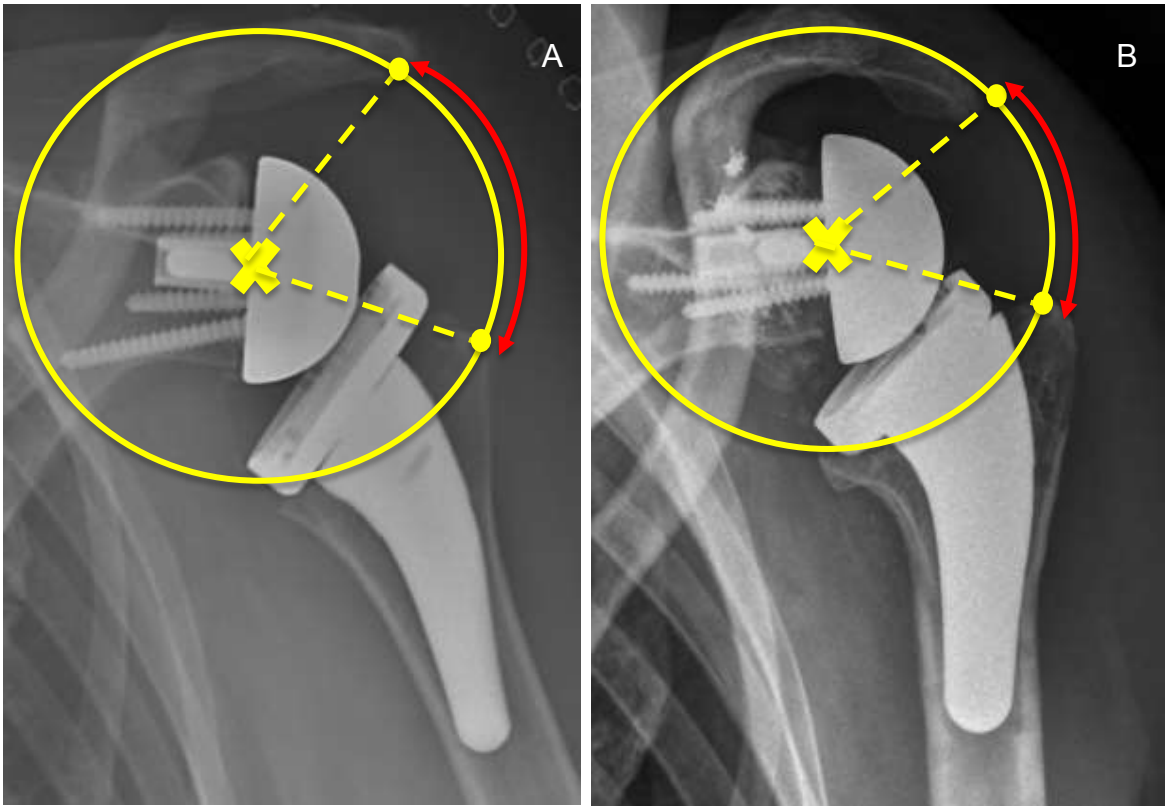


Figure 38 : Influence de la distalisation sur le contact entre l'humérus et l'acromion lors du mouvement d'élévation latérale (la flèche rouge représente la distance avant l'apparition d'un conflit avec l'acromion) :

A : prothèse inversée avec platine en position de distalisation

B : prothèse inversée avec platine en position de latéralisation



6. Limites

Pour finir, notre étude présente plusieurs limites. Nous rapportons tout d'abord, un nombre important de perdus de vue au dernier recul, ce qui diminue la taille des effectifs et donc la puissance de cette étude. De plus, le recul minimum de 2 ans reste insuffisant pour évaluer les résultats à long terme d'une tige humérale, sa stabilité dans le temps, et l'évolution de l'index cortical. Une série à plus long recul apparaît nécessaire pour confirmer ces bons résultats précoces. Le caractère rétrospectif et observationnel de cette étude est aussi une limite. Par ailleurs, il peut exister un biais de mesure lié aux coefficients d'agrandissement des radiographies, biais que nous avons limité en se référant systématiquement à une valeur de référence connue (glénosphère ou calotte céphalique). Enfin, pour étudier l'influence de l'ostéoporose sur la résorption osseuse corticale proximale, une analyse de la densité minérale osseuse par ostéodensitométrie nous apparaît plus fiable mais n'a pas pu être réalisée dans cette série.

V. Conclusion

Cette série rapporte les premiers résultats cliniques et radiographiques de la tige humérale Ascend™ Flex (Tornier Inc.®). Les résultats cliniques rapportés sont encourageants, et associent des amplitudes articulaires et un taux de satisfaction élevés au dernier recul. La stabilité radiographique au recul minimum de 24 mois semble confirmée, sans descellement ni complication mécanique retrouvé. Quelques cas d'ostéolyse corticale proximale et médiale ont été rapportés et apparaissent corrélés à la qualité osseuse préopératoire, facilement déterminable sur le bilan radiographique standard préopératoire. La présence ou non d'ostéoporose nous semble être le point clé et explique les corrélations retrouvées entre l'apparition d'ostéolyse et le remplissage prothétique élevé dans le fût huméral ainsi que le sexe féminin pour les tiges non cimentées. Une mauvaise qualité osseuse doit faire discuter une éventuelle fixation cimentée, bien que la présence de cette ostéolyse corticale proximale ne péjore pas le résultats clinique et la stabilité radiographique au recul de 2 ans. La fixation cimentée ne semble pas s'associer à ces réactions d'ostéolyse proximale. Enfin, le recul est encore trop faible pour juger de la facilité de révision de cette tige dans notre série. Néanmoins il apparaît clair que l'association : tige métaphysaire, fixation non cimentée et convertibilité apporte à l'avenir un bénéfice indéniable pour les reprises chirurgicales, chirurgies difficiles et à haut risque de complications.

VI. Références

1. Carter MJ, Mikuls TR, Nayak S, Fehringer EV, Michaud K. Impact of total shoulder arthroplasty on generic and shoulder-specific health-related quality-of-life measures: a systematic literature review and meta-analysis. J Bone Joint Surg Am. 2012 Sep;94(17):e127.

2. Deshmukh AV, Koris M, Zurakowski D, Thornhill TS. Total shoulder arthroplasty: Long-term survivorship, functional outcome, and quality of life. Journal of Shoulder and Elbow Surgery. 2005 Sep;14(5):471–9.

3. Godenèche A, Boileau P, Favard L, Huec J-CL, Lévigne C, Nové-Josserand L, et al. Prosthetic replacement in the treatment of osteoarthritis of the shoulder: Early results of 268 cases. Journal of Shoulder and Elbow Surgery. 2002 Jan;11(1):11–8.

4. Castricini R, Gasparini G, Di Luggo F, De Benedetto M, De Gori M, Galasso O. Health-related quality of life and functionality after reverse shoulder arthroplasty. Journal of Shoulder and Elbow Surgery. 2013 Dec;22(12):1639–49.

5. Sirveaux F, Favard L, Oudet D, Huquet D, Walch G, Molé D. Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive rupture of the cuff. Results of a multicentre study of 80 shoulders. J Bone Joint Surg Br. 2004 Apr;86(3):388–95.

6. Guery J, Favard L, Sirveaux F, Oudet D, Mole D, Walch G. Reverse total shoulder arthroplasty. Survivorship analysis of eighty replacements followed for five to ten years. J Bone Joint Surg Am. 2006 Aug;88(8):1742–7.

7. Wall B, Nové-Josserand L, O'Connor DP, Edwards TB, Walch G. Reverse total shoulder arthroplasty: a review of results according to etiology. J Bone Joint Surg Am. 2007 Jul;89(7):1476–85.

8. Day JS, Lau E, Ong KL, Williams GR, Ramsey ML, Kurtz SM. Prevalence and projections of total shoulder and elbow arthroplasty in the United States to 2015. Journal of Shoulder and Elbow Surgery. 2010 Dec;19(8):1115–20.

9. Kim SH, Wise BL, Zhang Y, Szabo RM. Increasing incidence of shoulder arthroplasty in the United States. J Bone Joint Surg Am. 2011 Dec 21;93(24):2249–54.

10. Schwartz BE, Savin DD, Youderian AR, Mossad D, Goldberg BA. National trends and perioperative outcomes in primary and revision total shoulder arthroplasty: Trends in total shoulder arthroplasty. Int Orthop. 2015 Feb;39(2):271–6.

11. Gonzalez J-F, Alami GB, Baque F, Walch G, Boileau P. Complications of unconstrained shoulder prostheses. Journal of Shoulder and Elbow Surgery. 2011 Jun;20(4):666–82.

12. Zumstein MA, Pinedo M, Old J, Boileau P. Problems, complications, reoperations, and revisions in reverse total shoulder arthroplasty: A systematic review. Journal of Shoulder and Elbow Surgery. 2011 Jan;20(1):146–57.

13. Petersen SA, Hawkins RJ. Revision of failed total shoulder arthroplasty. Orthop Clin North Am. 1998 Jul;29(3):519–33.

14. Cil A, Veillette CJH, Sanchez-Sotelo J, Sperling JW, Schleck CD, Cofield RH. Survivorship of the humeral component in shoulder arthroplasty. J Shoulder Elbow Surg. 2010 Jan;19(1):143–50.

15. Wall B, Nové-Josserand L, O'Connor DP, Edwards TB, Walch G. Reverse total shoulder arthroplasty: a review of results according to etiology. J Bone Joint Surg Am. 2007 Jul;89(7):1476–85.

16. Sperling JW, Cofield RH. Humeral windows in revision shoulder arthroplasty. J Shoulder Elbow Surg. 2005 Jun;14(3):258–63.

17. Gohlke F, Rolf O. [Revision of failed fracture hemiarthroplasties to reverse total shoulder prosthesis through the transhumeral approach : method incorporating a pectoralis-major-pedicled bone window]. Oper Orthop Traumatol. 2007 Jun;19(2):185–208.

18. Van Thiel GS, Halloran JP, Twigg S, Romeo AA, Nicholson GP. The vertical humeral osteotomy for stem removal in revision shoulder arthroplasty: results and technique. J Shoulder Elbow Surg. 2011 Dec;20(8):1248–54.

19. Duquin TR, Sperling JW. Revision Shoulder Arthroplasty—How to Manage the Humerus? Operative Techniques in Orthopaedics. 2011 Mar;21(1):44–51.

20. Johnston PS, Creighton RA, Romeo AA. Humeral component revision arthroplasty: outcomes of a split osteotomy technique. J Shoulder Elbow Surg. 2012 Apr;21(4):502–6.

21. Sahota S, Sperling JW, Cofield RH. Humeral windows and longitudinal splits for component removal in revision shoulder arthroplasty. J Shoulder Elbow Surg. 2014 Oct;23(10):1485–91.

22. Raiss P, Weiter M, Sowa B, Zeifang F, Loew M. Results of cementless humeral head resurfacing with cemented glenoid components. Int Orthop. 2015 Feb;39(2):277–84.

23. Schnetzke M, Coda S, Walch G, Loew M. Clinical and radiological results of a cementless short stem shoulder prosthesis at minimum follow-up of two years. Int Orthop. 2015 Apr 23;

24. Tingart MJ, Apreleva M, Stechow D von, Zurakowski D, Warner JJP. The cortical thickness of the proximal humeral diaphysis predicts bone mineral density of the proximal humerus. J Bone Joint Surg Br. 2003 May 1;85-B(4):611–7.

25. Molé D, Roche O, Riand N, Lévigne C, Walch G. Cemented Glenoid Component: Results in Osteoarthritis and Rheumatoid Arthritis. In: M.D GW, M.D PB, editors. Shoulder Arthroplasty. Springer Berlin Heidelberg; 1999

26. 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.

27. Berth A, Pap G. Stemless shoulder prosthesis versus conventional anatomic shoulder prosthesis in patients with osteoarthritis: a comparison of the functional outcome after a minimum of two years follow-up. J Orthop Traumatol. 2013 Mar;14(1):31–7.

28. Flurin P-H, Marczuk Y, Janout M, Wright TW, Zuckerman J, Roche CP. Comparison of outcomes using anatomic and reverse total shoulder arthroplasty. Bull Hosp Jt Dis (2013). 2013;71 Suppl 2:101–7.

29. Walch G, Young AA, Melis B, Gazielly D, Loew M, Boileau P. Results of a convex-back cemented keeled glenoid component in primary osteoarthritis: multicenter study with a follow-up greater than 5 years. J Shoulder Elbow Surg. 2011 Apr;20(3):385–94.

30. Habermeyer P, Lichtenberg S, Tauber M, Magosch P. Midterm results of stemless shoulder arthroplasty: a prospective study. J Shoulder Elbow Surg. 2015 Apr 11;

31. Jost PW, Dines JS, Griffith MH, Angel M, Altchek DW, Dines DM. Total shoulder arthroplasty utilizing mini-stem humeral components: technique and short-term results. HSS J. 2011 Oct;7(3):213–7.

32. Molé D, Favard L. [Excentered scapulohumeral osteoarthritis]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 2007 Oct;93(6 Suppl):37–94.

33. Teissier P, Teissier J, Kouyoumdjian P, Asencio G. The TESS reverse shoulder arthroplasty without a stem in the treatment of cuff-deficient shoulder conditions: clinical and radiographic results. J Shoulder Elbow Surg. 2015 Jan;24(1):45–51.

34. Ballas R, Béguin L. Results of a stemless reverse shoulder prosthesis at more than 58 months mean without loosening. J Shoulder Elbow Surg. 2013 Sep;22(9):e1–6.

35. Atoun E, Tongel AV, Hous N, Narvani A, Relwani J, Abraham R, et al. Reverse shoulder arthroplasty with a short metaphyseal humeral stem. International Orthopaedics (SICOT). 2014 Jun 1;38(6):1213–8.

36. Sperling JW, Cofield RH, O'Driscoll SW, Torchia ME, Rowland CM. Radiographic assessment of ingrowth total shoulder arthroplasty. J Shoulder Elbow Surg. 2000 Dec;9(6):507–13.

37. Verborgt O, El-Abiad R, Gazielly DF. Long-term results of uncemented humeral components in shoulder arthroplasty. J Shoulder Elbow Surg. 2007 Jun;16(3 Suppl):S13–18.

38. Throckmorton TW, Zarkadas PC, Sperling JW, Cofield RH. Radiographic stability of ingrowth humeral stems in total shoulder arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 2010 Aug;468(8):2122–8.

39. Litchfield RB, McKee MD, Balyk R, Mandel S, Holtby R, Hollinshead R, et al. 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. 2011 Jun;20(4):529–36.

40. Weusten AJ, Khan SK, Lawson-Smith MJ, McBirnie J, Siebert W, Rangan A. Implant survivorship and clinical outcomes of the Bigliani-Flatow shoulder prosthesis at a mean of five years: A post-marketing surveillance study from three centres. Journal of Arthroscopy and Joint Surgery. 2015 Jan;2(1):16–22.

41. Wiater JM, Moravek JE, Budge MD, Koueiter DM, Marcantonio D, Wiater BP. Clinical and radiographic results of cementless reverse total shoulder arthroplasty: a comparative study with 2 to 5 years of follow-up. J Shoulder Elbow Surg. 2014 Aug;23(8):1208–14.

42. King JJ, Farmer KW, Struk AM, Wright TW. Uncemented versus cemented humeral stem fixation in reverse shoulder arthroplasty. Int Orthop. 2015 Feb;39(2):291–8.

43. Giuseffi SA, Streubel P, Sperling J, Sanchez-Sotelo J. Short-stem uncemented primary reverse shoulder arthroplasty: clinical and radiological outcomes. Bone Joint J. 2014 Apr;96-B(4):526–9.

44. Nagels J, Stokdijk M, Rozing PM. Stress shielding and bone resorption in shoulder arthroplasty. Journal of Shoulder and Elbow Surgery. 2003 Jan;12(1):35–9.

45. Raiss P, Edwards TB, Deutsch A, Shah A, Bruckner T, Loew M, et al. Radiographic changes around humeral components in shoulder arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 2014 Apr 2;96(7):e54.

46. 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.

47. Melis B, DeFranco M, Lädermann A, Molé D, Favard L, Nérot C, et al. An evaluation of the radiological changes around the Grammont reverse geometry shoulder arthroplasty after eight to 12 years. J Bone Joint Surg Br. 2011 Sep;93(9):1240–6.

48. Wieser K, Borbas P, Ek ET, Meyer DC, Gerber C. Conversion of Stemmed Hemi- or Total to Reverse Total Shoulder Arthroplasty: Advantages of a Modular Stem Design. Clin Orthop Relat Res. 2015 Feb;473(2):651–60.

49. Kany J, Amouyel T, Flamand O, Katz D, Valenti P. A convertible shoulder system: is it useful in total shoulder arthroplasty revisions? Int Orthop. 2014 Oct 16.

50. Castagna A, Delcogliano M, de Caro F, Ziveri G, Borroni M, Gumina S, et al. Conversion of shoulder arthroplasty to reverse implants: clinical and radiological results using a modular system. Int Orthop. 2013 Jul;37(7):1297–305.

51. Erickson BJ, Frank RM, Harris JD, Mall N, Romeo AA. The influence of humeral head inclination in reverse total shoulder arthroplasty: a systematic review. Journal of Shoulder and Elbow Surgery.

52. Oh JH, Shin S-J, McGarry MH, Scott JH, Heckmann N, Lee TQ. Biomechanical effects of humeral neck-shaft angle and subscapularis integrity in reverse total shoulder arthroplasty. J Shoulder Elbow Surg. 2014 Aug;23(8):1091–8.

53. Boileau P, Moineau G, Roussanne Y, O'Shea K. Bony increased-offset reversed shoulder arthroplasty: minimizing scapular impingement while maximizing glenoid fixation. Clin Orthop Relat Res. 2011 Sep;469(9):2558–67.

54. Greiner S, Schmidt C, König C, Perka C, Herrmann S. Lateralized Reverse Shoulder Arthroplasty Maintains Rotational Function of the Remaining Rotator Cuff. Clin Orthop Relat Res. 2012 Dec 1;471(3):940–6.

55. Giles JW, Langohr GDG, Johnson JA, Athwal GS. Implant Design Variations in Reverse Total Shoulder Arthroplasty Influence the Required Deltoid Force and Resultant Joint Load. Clin Orthop Relat Res. 2015 Aug 27.

56. Berhouet J, Kontaxis A, Gulotta L, Craig E, Warren R, Dines J, et al. Effects of the humeral tray component positioning for onlay reverse shoulder arthroplasty design: a biomechanical analysis. J Shoulder Elbow Surg. 2014 Nov 6.

VII. Annexe

HAS
HAUTE AUTORITÉ DE SANTÉ

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 : Prénom : Date de naissance :	Date : Médecin traitant : 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 Absence de douleur douleur sévère				
	Total	**A + B / 2 (/15)**			
Niveau d'activités quotidiennes (total sur 10 points)	Activités professionnelles/ occupationnelles	travail impossible ou non repris 0 point gêne importante 1 point gêne moyenne 2 points gêne modérée 3 points aucune gêne 4 points			
	Activités de loisirs	impossible 0 point ; gêne modérée 3 points gêne importante 1 point ; aucune gêne 4 points gêne moyenne 2 points			
	Gêne dans le sommeil exemple : aux changements de position	douleurs insomniantes 0 point gêne modérée 1 point aucune gêne 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 ; cou 6 points xiphoïde 4 points ; tête 8 points au dessus de la tête 10 points			
Mobilité (total sur 40 points)	Antépulsion (total / 10)	0°-30° 0 point 91°-120° 6 points 31°-60° 2 points 121°-150° 8 points 61°-90° 4 points >150° 10 points			
	Abduction (total / 10)	0°-30° 0 point 91°-120° 6 points 31°-60° 2 points 121°-150° 8 points 61°-90° 4 points < 150° 10 points			
	Rotation latérale (total / 10)	main derrière la tête, coude en avant 2 points main derrière la tête, coude en arrière 4 points main sur la tête, coude en avant 6 points main sur la tête, coude en arrière 8 points élévation complète depuis le sommet de la tête 10 points			
	Rotation médiale (total / 10)	dos de la main niveau fesse 2 points dos de la main niveau sacrum 4 points dos de la main niveau L3 6 points dos de la main niveau T12 8 points dos de la main niveau T7-T8 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 0 point si maintien de 5 s, par 500g 1 point			
Total (total sur 100 points)	Valeur absolue (en points/100)				
	Valeur pondérée (%)				

RÉSUMÉ

INTRODUCTION : L'essor de l'arthroplastie d'épaule s'est accompagné d'une augmentation du nombre de révisions, dont la difficulté concerne souvent le versant huméral. Pour s'affranchir des problèmes d'extraction et/ou de conversion de l'implant huméral, a été développé une nouvelle tige, courte, non cimentée et convertible (Aequalis Ascend™ Flex, Tornier Inc.®). L'objectif de cette étude multicentrique était d'évaluer les résultats cliniques et radiographiques de cette nouvelle tige.

MÉTHODE : Soixante-cinq patients présentant 66 prothèses d'épaule de première intention ont été inclus avec un recul minimum de 24 mois (moyenne : 25,6 mois). On rapportait 24 prothèses inversées, et 42 prothèses anatomiques. L'évaluation clinique associait le score de Constant-Murley (CS), un score subjectif (SSV) et les mobilités articulaires actives. Les tiges humérales étaient analysées radiographiquement avec une attention particulière portée à la présence de complications mécaniques.

RÉSULTATS : Le CS moyen et le SSV augmentaient respectivement de 30,0 et 31% en préopératoire à 74,2 et 86% en postopératoire ($p<0,0001$) pour les prothèses anatomiques et de 21,4 et 34% à 62,6 et 73% ($p<0,0001$) pour les prothèses inversées. Les amplitudes articulaires actives progressaient statistiquement pour les prothèses anatomiques ($p<0,0001$) et pour les prothèses inversées ($p<0,0001$). Aucune complication mécanique n'était retrouvée. L'analyse radiographique retrouvait une corrélation statistique entre la présence d'ostéolyse proximale et la qualité osseuse.

CONCLUSION : Les premiers résultats cliniques rapportés sont prometteurs. Ces résultats et la facilité de révision de cet implant sont à confirmer sur une série à plus long recul.

Preliminary results of a new short, uncemented and convertible humeral stem for shoulder arthroplasty : about 66 cases with 2 years minimum follow-up.

THÈSE DE MÉDECINE SPÉCIALISÉE, CHIRURGIE ORTHOPÉDIQUE – ANNÉE 2015

MOTS CLEFS : prothèse d'épaule, tige courte, non cimentée, convertible.

UNIVERSITE DE LORRAINE

Faculté de Médecine de Nancy

9, avenue de la Forêt de Haye

54505 VANDOEUVRE LÈS NANCY Cedex