



HAL
open science

Reprise chirurgicale après faillite de l'implant glénoïdien des prothèses d'épaule: à propos d'une série multicentrique de 37 cas

Lionel Neyton

► To cite this version:

Lionel Neyton. Reprise chirurgicale après faillite de l'implant glénoïdien des prothèses d'épaule: à propos d'une série multicentrique de 37 cas. Sciences du Vivant [q-bio]. 2002. hal-01738839

HAL Id: hal-01738839

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01738839>

Submitted on 20 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-theses-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

21 OCT. 2002

Lionel NEYTON

le 10 octobre 2002



**REPRISE CHIRURGICALE APRÈS FAILLITE DE L'IMPLANT
GLENOIDIEN DES PROTHÈSES D'ÉPAULE**

A propos d'une série multicentrique de 37 cas.

Examineurs de la thèse :

Monsieur D. MOLÉ	Professeur	Président
Monsieur H. COUDANE	Professeur	Juge
Monsieur F. DAP	Professeur	Juge
Monsieur P. BOILEAU	Professeur	Juge
Monsieur F. SIRVEAUX	Docteur en Médecine	Juge

FACULTÉ DE MÉDECINE DE NANCY

Président de l'Université : Professeur Claude BURLET

Doyen de la Faculté de Médecine : Professeur Jacques ROLAND

Vice-Doyen de la Faculté de Médecine : Professeur Hervé VESPIGNANI

Assesseurs

du 1^{er} Cycle :

du 2^{ème} Cycle :

du 3^{ème} Cycle :

de la Vie Facultaire :

Mme le Docteur Chantal KOHLER

Mr le Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI

Mr le Professeur Henry COUDANE

Mr le Professeur Bruno LEHEUP

DOYENS HONORAIRES

Professeur Adrien DUPREZ – Professeur Jean-Bernard DUREUX

Professeur Georges GRIGNON

PROFESSEURS HONORAIRES

Louis PIERQUIN – Etienne LEGAIT – Jean LOCHARD – René HERBEUVAL – Gabriel FAIVRE – Jean-Marie FOLIGUET
Guy RAUBER – Paul SADOUL – Raoul SENAULT – Pierre ARNOULD – Roger BENICHOUX – Marcel RIBON
Jacques LACOSTE – Jean BEUREY – Jean SOMMELET – Pierre HARTEMANN – Emile de LAVERGNE
Augusta TREHEUX – Michel MANCIAUX – Paul GUILLEMIN – Pierre PAYSANT
Jean-Claude BURDIN – Claude CHARDOT – Jean-Bernard DUREUX – Jean DUHEILLE – Jean-Pierre GRILLIAT
Pierre LAMY – Jean-Marie GILGENKRANTZ – Simone GILGENKRANTZ
Pierre ALEXANDRE – Robert FRISCH – Michel PIERSON – Jacques ROBERT
Gérard DEBRY – Georges GRIGNON – Pierre TRIDON – Michel WAYOFF – François CHERRIER – Oliéro GUERCI
Gilbert PERCEBOIS – Claude PERRIN – Jean PREVOT – Pierre BERNADAC – Jean FLOQUET
Alain GAUCHER – Michel LAXENAIRE – Michel BOULANGE – Michel DUC – Claude HURIET – Pierre LANDES
Alain LARCAN – Gérard VAILLANT – Daniel ANTHOINE – Pierre GAUCHER – René-Jean ROYER
Hubert UFFHOLTZ – Jacques LECLERE – Francine NABET – Jacques BORRELLY
Michel RENARD – Jean-Pierre DESCHAMPS – Pierre NABET – Marie-Claire LAXENAIRE – Adrien DUPREZ – Paul VERT

=====

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS -
PRATICIENS HOSPITALIERS

(Disciplines du Conseil National des Universités)

42^{ème} Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1^{ère} sous-section : (*Anatomie*)

Professeur Jacques ROLAND – Professeur Gilles GROSDIDIER

Professeur Pierre LASCOMBES – Professeur Marc BRAUN

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

Professeur Bernard FOLIGUET

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

Professeur François PLENAT - Professeur Jean-Michel VIGNAUD – Professeur Eric LABOUYRIE

43^{ème} Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE

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

Professeur Alain BERTRAND – Professeur Gilles KARCHER – Professeur Pierre-Yves MARIE

2^{ème} sous-section : (*Radiologie et imagerie médicale*)

Professeur Jean-Claude HOFFEL – Professeur Luc PICARD – Professeur Denis REGENT

Professeur Michel CLAUDON – Professeur Serge BRACARD – Professeur Alain BLUM

Professeur Jacques FELBLINGER

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

1^{ère} sous-section : (Biochimie et biologie moléculaire)

Professeur Jean-Pierre NICOLAS

Professeur Jean-Louis GUÉANT – Professeur Jean-Luc OLIVIER

2^{ème} sous-section : (Physiologie)

Professeur Jean-Pierre CRANCE – Professeur Jean-Pierre MALLIE

Professeur François MARCHAL – Professeur Philippe HAOUZI

3^{ème} sous-section : (Biologie cellulaire)

Professeur Claude BURLET

4^{ème} sous-section : (Nutrition)

Professeur Olivier ZIEGLER

45^{ème} Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE

1^{ère} sous-section : (Bactériologie – virologie ; hygiène hospitalière)

Professeur Alain LE FAOU

2^{ème} sous-section : (Parasitologie et mycologie)

Professeur Bernard FORTIER

3^{ème} sous-section : (Maladies infectieuses ; maladies tropicales)

Professeur Philippe CANTON – Professeur Thierry MAY – Professeur Christian RABAUD

46^{ème} Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ

1^{ère} sous-section : (Épidémiologie, économie de la santé et prévention)

Professeur Philippe HARTEMANN – Professeur Serge BRIANÇON

Professeur Francis GUILLEMIN – Professeur Denis ZMIROU

2^{ème} sous-section : (Médecine et santé au travail)

Professeur Guy PETIET

3^{ème} sous-section : (Médecine légale et droit de la santé)

Professeur Henry COUDANE

4^{ème} sous-section : (Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication)

Professeur Bernard LEGRAS – Professeur François KOHLER

47^{ème} Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE

1^{ère} sous-section : (Hématologie ; transfusion)

Professeur Christian JANOT – Professeur Thomas LECOMPTE – Professeur Pierre BORDIGONI

Professeur Pierre LEDERLIN – Professeur Jean-François STOLTZ

2^{ème} sous-section : (Cancérologie ; radiothérapie)

Professeur François GUILLEMIN – Professeur Thierry CONROY

Professeur Pierre BEY – Professeur Didier PEIFFERT

3^{ème} sous-section : (Immunologie)

Professeur Gilbert FAURE – Professeur Marie-Christine BENE

4^{ème} sous-section : (Génétique)

Professeur Philippe JONVEAUX – Professeur Bruno LEHEUP

**48^{ème} Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D'URGENCE,
PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE**

1^{ère} sous-section : (Anesthésiologie et réanimation chirurgicale)

Professeur Claude MEISTELMAN – Professeur Dan LONGROIS - Professeur Hervé BOUAZIZ – Professeur Paul-Michel MERTEZ

2^{ème} sous-section : (Réanimation médicale)

Professeur Henri LAMBERT – Professeur Alain GERARD – Professeur Bruno LÉVY

Professeur Pierre-Edouard BOLLAERT

3^{ème} sous-section : (Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique)

Professeur Patrick NETTER – Professeur Pierre GILLET

4^{ème} sous-section : (Thérapeutique)

Professeur François PAILLE – Professeur Gérard GAY – Professeur Faiez ZANNAD

49^{ème} Section : PATHOLOGIE NERVEUSE ET MUSCULAIRE, PATHOLOGIE MENTALE, HANDICAP et RÉÉDUCATION

1^{ère} sous-section : (*Neurologie*)

Professeur Michel WEBER – Professeur Gérard BARROCHE – Professeur Hervé VESPIGNANI

Professeur Xavier DUCROCQ

2^{ème} sous-section : (*Neurochirurgie*)

Professeur Henri HEPNER – Professeur Jean-Claude MARCHAL – Professeur Jean AUQUE

Professeur Thierry CIVIT

3^{ème} sous-section : (*Psychiatrie d'adultes*)

Professeur Jean-Pierre KAHN

4^{ème} sous-section : (*Pédopsychiatrie*)

Professeur Colette VIDAILHET – Professeur Daniel SIBERTIN-BLANC

5^{ème} sous-section : (*Médecine physique et de réadaptation*)

Professeur Jean-Marie ANDRE

50^{ème} Section : PATHOLOGIE OSTÉO-ARTICULAIRE, DERMATOLOGIE et CHIRURGIE PLASTIQUE

1^{ère} sous-section : (*Rhumatologie*)

Professeur Jacques POUREL – Professeur Isabelle VALCKENAERE

2^{ème} sous-section : (*Chirurgie orthopédique et traumatologique*)

Professeur Daniel SCHMITT – Professeur Jean-Pierre DELAGOUTTE – Professeur Daniel MOLE

Professeur Didier MAINARD

3^{ème} sous-section : (*Dermato-vénérologie*)

Professeur Jean-Luc SCHMUTZ – Professeur Annick BARBAUD

4^{ème} sous-section : (*Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique*)

Professeur François DAP

51^{ème} Section : PATHOLOGIE CARDIORESPIRATOIRE et VASCULAIRE

1^{ère} sous-section : (*Pneumologie*)

Professeur Jean-Marie POLU - Professeur Yves MARTINET

Professeur Jean-François CHABOT

2^{ème} sous-section : (*Cardiologie*)

Professeur Etienne ALJOT – Professeur Yves JUILLIERE – Professeur Nicolas SADOUL –

Professeur Christian de CHILLOU de CHURET

3^{ème} sous-section : (*Chirurgie thoracique et cardiovasculaire*)

Professeur Pierre MATHIEU – Professeur Jean-Pierre VILLEMOT

Professeur Jean-Pierre CARTEAUX – Professeur Loïc MACE

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

Professeur Gérard FIEVE

52^{ème} Section : MALADIES DES APPAREILS DIGESTIF et URINAIRE

1^{ère} sous-section : (*Gastroentérologie ; hépatologie*)

Professeur Marc-André BIGARD

Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI

2^{ème} sous-section : (*Chirurgie digestive*)

3^{ème} sous-section : (*Néphrologie*)

Professeur Michèle KESSLER – Professeur Dominique HESTIN (Mme)

4^{ème} sous-section : (*Urologie*)

Professeur Philippe MANGIN – Professeur Jacques HUBERT

53^{ème} Section : MÉDECINE INTERNE, GÉRIATRIE et CHIRURGIE GÉNÉRALE

1^{ère} sous-section : (*Médecine interne*)

Professeur Gilbert THIBAUT – Professeur Francis PENIN

Professeur Denise MONERET-VAUTRIN – Professeur Denis WAHL

Professeur Jean DE KORWIN KROKOWSKI – Professeur Pierre KAMINSKY – Professeur Athanase BENETOS

Professeur Gisèle KANNY

2^{ème} sous-section : (*Chirurgie générale*)

Professeur Patrick BOISSEL – Professeur Laurent BRESLER

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

1^{ère} sous-section : (Pédiatrie)

Professeur Danièle SOMMELET – Professeur Michel VIDAILHET
Professeur Pierre MONIN – Professeur Jean-Michel HASCOET – Professeur Pascal CHASTAGNER

2^{ème} sous-section : (Chirurgie infantile)

Professeur Michel SCHMITT – Professeur Gilles DAUTEL

3^{ème} sous-section : (Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale)

Professeur Michel SCHWEITZER – Professeur Jean-Louis BOUTROY

Professeur Philippe JUDLIN – Professeur Patricia BARBARINO

4^{ème} sous-section : (Endocrinologie et maladies métaboliques)

Professeur Pierre DROUIN – Professeur Georges WERYHA – Professeur Marc KLEIN

5^{ème} sous-section : (Biologie et médecine du développement et de la reproduction)

Professeur Hubert GERARD

55^{ème} Section : PATHOLOGIE DE LA TÊTE ET DU COU

1^{ère} sous-section : (Oto-rhino-laryngologie)

Professeur Claude SIMON – Professeur Roger JANKOWSKI

2^{ème} sous-section : (Ophtalmologie)

Professeur Antoine RASPILLER – Professeur Jean-Luc GEORGE – Professeur Jean-Paul BERROD

3^{ème} sous-section : (Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie)

Professeur Michel STRICKER – Professeur Jean-François CHASSAGNE

=====

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS

27^{ème} section : INFORMATIQUE

Professeur Jean-Pierre MUSSE

64^{ème} Section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE

Professeur Daniel BURNEL

=====

PROFESSEUR ASSOCIÉ

Épidémiologie, économie de la santé et prévention

Professeur Tan XIAODONG

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

42^{ème} Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1^{ère} sous-section : (Anatomie)

Docteur Bruno GRIGNON – Docteur Jean-Pascal FYAD

2^{ème} sous-section : (Cytologie et histologie)

Docteur Edouard BARRAT – Docteur Jean-Claude GUEDENET

Docteur Françoise TOUATI – Docteur Chantal KOHLER

3^{ème} sous-section : (Anatomie et cytologie pathologiques)

Docteur Yves GRIGNON – Docteur Béatrice MARIE

Docteur Laurent ANTUNES

43^{ème} Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE

1^{ère} sous-section : (Biophysique et médecine nucléaire)

Docteur Marie-Hélène LAURENS – Docteur Jean-Claude MAYER
Docteur Pierre THOUVENOT – Docteur Jean-Marie ESCANYE – Docteur Amar NAOUN

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

1^{ère} sous-section : (Biochimie et biologie moléculaire)

Docteur Xavier HERBEUVAL – Docteur Jean STRACZEK
Docteur Sophie FREMONT – Docteur Isabelle GASTIN – Dr Bernard NAMOUR

2^{ème} sous-section : (Physiologie)

Docteur Gérard ETHEVENOT – Docteur Nicole LEMAU de TALANCE – Christian BEYAERT

45^{ème} Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE

1^{ère} sous-section : (Bactériologie – Virologie ; hygiène hospitalière)

Docteur Francine MORY – Docteur Michèle WEBER – Docteur Christine LION
Docteur Michèle DAILLOUX – Docteur Alain LOZNIOWSKI – Docteur Véronique VENARD

2^{ème} sous-section : (Parasitologie et mycologie)

Docteur Marie-France BIAVA – Docteur Nelly CONTET-AUDONNEAU

46^{ème} Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ

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

Docteur Mickaël KRAMER – Docteur François ALLA

4^{ème} sous-section : (Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication (type biologique))

Docteur Pierre GILLOIS

47^{ème} Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE

1^{ère} sous-section : (Hématologie ; transfusion)

Docteur Jean-Claude HUMBERT – Docteur François SCHOONEMAN

3^{ème} sous-section : (Immunologie)

Docteur Marie-Nathalie SARDA

4^{ème} sous-section : (Génétique)

Docteur Christophe PHILIPPE

**48^{ème} Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D'URGENCE,
PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE**

1^{ère} sous-section : (Anesthésiologie et réanimation chirurgicale)

Docteur Jacqueline HELMER – Docteur Gérard AUDIBERT

3^{ème} sous-section : (Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique)

Docteur Françoise LAPICQUE – Docteur Marie-José ROYER-MORROT

Docteur Damien LOEUILLE

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

5^{ème} sous-section : (Biologie et médecine du développement et de la reproduction)

Docteur Jean-Louis CORDONNIER

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES

19^{ème} section : SOCIOLOGIE, DÉMOGRAPHIE

Madame Michèle BAUMANN

32^{ème} section : CHIMIE ORGANIQUE, MINÉRALE, INDUSTRIELLE

Monsieur Jean-Claude RAFT

40^{ème} section : SCIENCES DU MÉDICAMENT
Monsieur Jean-Yves JOUZEAU

60^{ème} section : MÉCANIQUE, GÉNIE MÉCANIQUE ET GÉNIE CIVILE
Monsieur Alain DURAND

64^{ème} section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE
Madame Marie-Odile PERRIN – Mademoiselle Marie-Claire LANHERS

65^{ème} section : BIOLOGIE CELLULAIRE
Mademoiselle Françoise DREYFUSS – Monsieur Jean-Louis GELLY – Madame Anne GERARD
Madame Ketsia HESS – Monsieur Pierre TANKOSIC – Monsieur Hervé MEMBRE

67^{ème} section : BIOLOGIE DES POPULATIONS ET ÉCOLOGIE
Madame Nadine MUSSE

68^{ème} section : BIOLOGIE DES ORGANISMES
Madame Tao XU-JIANG

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES ASSOCIÉS

Médecine Générale
Docteur Alain AUBREGE
Docteur Louis FRANCO

=====

PROFESSEURS ÉMÉRITES

Professeur Georges GRIGNON – Professeur Michel PIERSON
Professeur Michel BOULANGE – Professeur Alain LARCAN – Professeur Michel DUC
Professeur Michel WAYOFF – Professeur Daniel ANTHOÏNE – Professeur Claude HURIET
Professeur Hubert UFFHOLTZ – Professeur René-Jean ROYER
Professeur Pierre GAUCHER – Professeur Claude CHARDOT – Professeur Adrien DUPREZ

=====

DOCTEURS HONORIS CAUSA

Professeur Norman SHUMWAY (1972)
Université de Stanford, Californie (U.S.A)
Professeur Paul MICHIELSEN (1979)
Université Catholique, Louvain (Belgique)
Professeur Charles A. BERRY (1982)
Centre de Médecine Préventive, Houston (U.S.A)
Professeur Pierre-Marie GALETTI (1982)
Brown University, Providence (U.S.A)
Professeur Mamish Nisbet MUNRO (1982)
Massachusetts Institute of Technology (U.S.A)
Professeur Mildred T. STAHLMAN (1982)
Wanderbilt University, Nashville (U.S.A)
Professeur Harry J. BUNCKE (1989)
Université de Californie, San Francisco (U.S.A)
Professeur Théodore H. SCHIEBLER (1989)
Institut d'Anatomie de Würzburg (R.F.A)
Professeur Maria DELIVORIA-PAPADOPOULOS (1996)
Université de Pennsylvanie (U.S.A)

Professeur Mashaki KASHIWARA (1996)
Research Institute for Mathematical Sciences de Kyoto (JAPON)
Professeur Ralph GRÄSBECK (1996)
Université d'Helsinki (FINLANDE)
Professeur James STEICHEN (1997)
Université d'Indianapolis (U.S.A)
Professeur Duong Quang TRUNG (1997)
*Centre Universitaire de Formation et de Perfectionnement des
Professionnels de Santé d'Hô Chi Minh-Ville (VIËTNAM)*

A notre Maître et Président de thèse,

Monsieur le Professeur D. MOLÉ

Professeur de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique

Vous nous avez fait l'honneur de diriger ce travail avec la rigueur et la détermination qui vous caractérisent.

Les stages passés à vos côtés nous ont permis d'acquérir et d'élargir nos connaissances dans tous les domaines de la chirurgie orthopédique et traumatologique.

Nous avons la chance de profiter de l'étendue de vos connaissances en chirurgie de l'épaule et souhaitons nous montrer digne de la confiance que vous nous accordez.

Que ce travail soit le reflet de notre reconnaissance et de notre attachement.

A notre Maître et Juge,

Monsieur le Professeur P. BOILEAU

Professeur de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique

Nous avons été particulièrement sensible à l'accueil que vous nous avez réservé lors de notre séjour à Nice.

Nous sommes heureux d'avoir profité de votre expérience dans l'arthroplastie de l'épaule.

Nous vous sommes reconnaissant d'accepter de juger notre travail et souhaitons renouveler dans l'avenir cette collaboration.

A notre Maître et Juge,

Monsieur le Professeur H. COUDANE

*Professeur de Médecine légale (Option clinique)
Chevalier dans l'Ordre des Palmes Académiques*

Nous vous remercions d'avoir accepté de juger notre travail.

Vos recommandations dans le domaine chirurgical et médico-légal nous sont très précieuses.

Veillez trouver ici le témoignage de notre profond respect.

A notre Maître et Juge,

Monsieur le Professeur F. DAP

Professeur de Chirurgie Plastique, Reconstructrice et Esthétique

Nous vous remercions d'avoir accepté de juger ce travail sans nous connaître.

Nous connaissons la qualité de vos compétences et la valeur de vos jugements.

Veillez trouver ici le témoignage de notre profonde gratitude et de notre respect.

A notre Maître Juge,

Monsieur le Docteur F. SIRVEAUX

Docteur en Médecine

Votre enthousiasme scientifique et votre soif de connaissance sont pour nous des exemples.

Vous avez témoigné beaucoup d'intérêt à la réalisation de ce travail et votre participation a été très précieuse.

Soyez remercié de l'honneur que vous nous faites en jugeant ce travail.

A Nos Maîtres d'internat

Monsieur le Docteur BLANQUART
Monsieur le Professeur BOUTROY
Monsieur le Docteur CUNY
Monsieur le Professeur DAUTEL
Monsieur le Professeur DELAGOUTTE
Monsieur le Professeur GUILLEMIN
Monsieur le Professeur LASCOMBES
Monsieur le Docteur LUCAS
Monsieur le Professeur MAINARD
Monsieur le Professeur SCHMITT
Monsieur le Professeur SCHWEITZER
Monsieur le Docteur YVROUD

Aux Praticiens Hospitaliers et Chefs de Cliniques, qui ont contribué à notre formation

Monsieur le Docteur AUBRION
Monsieur le Docteur BARABARINO
Madame le Docteur BARABARINO-MONNIER
Monsieur le Docteur BEAU
Monsieur le Docteur BURLET
Monsieur le Docteur COHEN
Madame le Docteur DELAPORTE
Monsieur le Docteur DOLIVET
Madame le Docteur FONTAINE
Monsieur le Docteur HAUMONT
Monsieur le Docteur HAZOTTE
Madame le Docteur HERBEUVAL
Monsieur le Docteur IRRAZI
Monsieur le Docteur KOEBELE
Monsieur le Docteur MAJIDI-AHI
Monsieur le Docteur MARCHAL
Monsieur le Docteur MITON
Madame le Docteur MEUNIER
Monsieur le Docteur RAUCH
Monsieur le Docteur RIBON
Monsieur le Docteur ROCHE
Monsieur le Docteur VERHAEGHE
Monsieur le Docteur VILLANUEVA
Madame le Docteur ZACCABRI
Monsieur le Docteur ZANARDO

A Isabelle,

Ta présence à mes côtés m'est essentielle, ton amour vital.

A Margaux,

Soleil quotidien, tu rayannes dans nos vies.

Je vous aime plus que tout

A mes parents,

Je vous doit tout. Je vous aime.

A mes grands-mères,

Avec la gentillesse qui vous caractérise vous m'avez toujours apporté votre soutien indéfectible. Je vous aime.

A mes beaux-parents,

Votre immense bonté nous est précieuse. Je vous aime.

A toute ma famille,

A mes amis du "Beaujolais" Isabelle et Pierre- Marie, Sylvie et Bruno, Isabelle et Jean, Stéphane et Karine, Yannick P.

A mes amis carabins Lyonnais Christophe, Cathy et Nicolas, Lionel, Laurent, Stéphane, Olivier, Norah, Delphine et Olivier, Bénédicte.

Je dédie cette thèse.

A Monsieur le Docteur Gilles WALCH

Vous nous avez initié à la chirurgie de l'épaule lors de notre passage à LYON et êtes à l'origine de notre intérêt pour cette articulation.

Votre bienveillance à notre égard et nos fréquents contacts ont toujours été pour nous une source de réconfort et d'encouragement.

Vous avez mis à notre disposition les moyens de réaliser ce travail et nous vous en sommes grandement reconnaissant.

Vous nous faites l'honneur de nous prendre à vos côtés pour l'année 2003 et nous ferons tout afin de nous montrer digne de cette confiance.

Je dédie cette thèse.

Nous tenons particulièrement à remercier

Madame le Docteur DE GASPERI,

A qui nous devons l'étude statistique.

Sophie PLANTIER (Clinique Sainte Anne Lumière de LYON),

Agnès URANOVICZ (CHU de NICE),

Marie Thérèse RIEGER (Clinique de Traumatologie de NANCY),

Secrétaires scientifiques

Le personnel de la Clinique de Traumatologie de NANCY.

Les docteurs BLANQUART et YVROUD

**Les sociétés TORNIER, MATHYS, JOHNSON&JOHNSON
(MITEK, DePUY) et AVENTIS.**

SERMENT

"Au moment d'être admis (e) 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 (e) dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me sont confiés. Recu (e) 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 (e) et méprisé (e) si j'y manque".

PLAN

PLAN

PREMIERE PARTIE.....	25
I. LA GLENE NORMALE.....	26
A. ANATOMIE	26
1. Dimensions.....	26
2. Orientation.....	26
a. Dans le plan horizontal.....	26
b. Dans le plan vertical.....	28
B. Organisation architecturale.....	28
C. Congruence et stabilités des éléments osseux.....	29
II. LA GLENE PATHOLOGIQUE.....	30
A. La glène dysplasique.....	30
B. Omarthrose primitive.....	31
C. Polyarthrite rhumatoïde.....	33
D. La glène dans l'omarthrose avec rupture massive et irréparable de la coiffe.....	37
E. La glène dans l'ostéonécrose aseptique.....	39
F. La glène de l'épaule instable.....	41
1. épaule non opérée.....	41
2. épaules opérées.....	42
a. "Capsulorraphy arthropathy".....	42
b. Butées osseuses débordantes.....	42
c. Issue intra-articulaire de matériel.....	43
G. La glène dans les séquelles de fractures.....	44
1. Fractures de l'extrémité proximale de l'humérus.....	44
2. Fractures intra-articulaires de la glène.....	46
H. La glène après hémi-arthroplastie.....	48
I. La glène resurfacée (resurfacage biologique de BURKHEAD).....	50

III. LA GLENE RESURFACEE.....	51
A. Les prothèses anatomiques.....	53
1. les glènes cimentées.....	53
• la prothèse de KENMORE.....	53
• la prothèse St. Georg.....	54
• les prothèses de NEER.....	54
• la prothèse DANA	55
• la prothèse monosphérique GRISTINA.....	56
• la prothèse de BURKHEAD (Select shoulder).....	56
• la prothèse Biangular de WORLAND.....	56
• la prothèse BIO-MODULAR	56
• la prothèse AEQUALIS (TORNIER).....	57
• la prothèse ANATOMICA (SULZER).....	58
• la prothèse de BIGLIANI et FLATOW (ZIMMER).....	59
• la prothèse HAS (HOWMEDICA).....	59
2. les glènes non cimentées.....	60
a. glènes non cimentées implantées à frottement dur.....	60
• la prothèse de BAYLEY.....	60
• la prothèse de BURKHEAD The Select shoulder.....	60
• la prothèse de COPELAND.....	61
• la prothèse de ROPER-DAY	61
b. glènes non cimentées à surface réhabilitables.....	62
• la prothèse de COFIELD.....	62
• la prothèse AEQUALIS Métal-back.....	63
• la prothèse de MARTIN et THORNHILL.....	64
• la glène de RANDELLI (LIMA-LTO).....	64
• la glène UNIVERS 3D de HABERMAYER.....	65

B. Les prothèses semi-contraintes.....	66
• la prothèse ENGLISH-McNAB.....	66
• la prothèse à appui acromio-coracoïdien de APOIL.....	67
• la prothèse de MAZAS et De La CAFFINIÈRE.....	67
• la prothèse EPOCA de HERTEL.....	68
C. Les prothèses contraintes.....	69
1. Les prothèses de disposition anatomique.....	69
• la prothèse de BICKEL.....	69
• la prothèse de STANMORE.....	70
• la prothèse MICHAEL REESE.....	71
• la prothèse BME de ZIPPEL.....	71
• la prothèse de LAURENCE.....	72
2. Les prothèses de disposition inversée.....	73
• la prothèse de NEER-AVERILL.....	73
• la prothèse inversée de REEVES.....	73
• prothèse de KOLBEL.....	74
• la prothèse de KESSEL.....	74
• la prothèse « JEFFERSON » de FENLIN.....	75
• la prothèse de GERARD et LANNELONGUE.....	76
• la prothèse LIVERPOOL de BEDDOW.....	76
• la prothèse de GRAMMONT.....	77
3. Les prothèses à trois éléments.....	78
• la prothèse à cupule flottante de BUECHEL.....	78
• la prothèse trisphérique de GRISTINA.....	79
 DEUXIÈME PARTIE.....	82
 I. Pourquoi resurfer la glène?.....	83
A. Hémiarthroplastie et prothèse totale dans l'omarthrose primitive.....	83
B. Hémiarthroplastie et prothèse totale dans l'arthrite rhumatoïde.....	88

C. Hémiarthroplastie et prothèse totale dans l'ostéonécrose aseptique.....	89
D. Hémiarthroplastie et prothèse totale dans les arthroses avec rupture massives et non réparables de la coiffe.....	90
E. Hémiarthroplastie et prothèse totale dans les séquelles de fractures.....	92
F. Hémiarthroplastie et prothèse totale dans l'omarthrose après instabilité antérieure.....	93
II. Pourquoi ne pas resurfer la glène.....	95
A. Les complications non spécifiques.....	95
1. L'infection.....	95
2. L'usure du polyéthylène.....	96
3. Comment et pourquoi survient cette usure ?.....	98
B. Les complications spécifiques des glènes cimentées.....	102
1. Définition.....	102
a. les différentes classifications.....	103
b. Interprétation.....	106
c. Techniques arthroscopiques.....	110
2. Physiologie des lisérés et descellements.....	111
a. la technique chirurgicale du scellement.....	111
b. le rocking horse effect ou « cheval à bascule ».....	112
c. le dessin de l'implant glénoïdien (hors versant articulaire).....	113
d. le radial mismatch.....	115
C. Les complications spécifiques des glènes non cimentées.....	117
1. Dissociation de l'insert polyéthylène de la platine métallique.....	117
2. Récidive de subluxation et usure du polyéthylène.....	118
3. Les échecs de fixation osseuse.....	119
a. les échecs initiaux de fixation.....	119
b. les échecs secondaires de fixation.....	119
III. Synthèse.....	121

TROISIEME PARTIE.....	122
INTRODUCTION.....	123
LA SERIE.....	123
I. Patients et méthode.....	124
A. Patients	124
B. Méthode.....	126
II. Résultats.....	130
A. Situation avant la reprise.....	130
B. Technique opératoire.....	133
C. Complications postopératoires précoces (avant 3 mois).....	138
D. Complications tardives (au-delà du 3 ^{ème} mois).....	139
E. Réinterventions.....	140
F. Résultats à la révision.....	140
III. Analyse des résultats.....	142
A. L'ensemble de la série.....	142
B. Résultats des différents types de reprise.....	147
DISCUSSION.....	152
I. Les causes d'échecs.....	152
II. Faut-il reprendre les échecs glénoïdiens?.....	153
III. Quel type de reprise?.....	155
IV. Le stock osseux.....	160
A. Les options en fonction du type de glène.....	161
1. Le type I.....	163
2. Les types II et III.....	164
B. Perte de substance osseuse et type d'implant.....	166
CONCLUSION.....	169
BIBLIOGRAPHIE.....	172

PREMIERE PARTIE :

LA GLENE NORMALE

LA GLENE PATHOLOGIQUE

LA GLENE RESURFACEE

I. LA GLENE NORMALE

A. ANATOMIE

La cavité glénoïde (Cavitas Glenoidalis, du grec Glene, l'œil, en forme de cavité oculaire), surface articulaire, est piriforme à grosse extrémité inférieure, orientée en haut, en avant et en dehors.

La surface articulaire est recouverte de cartilage hyalin.(24)

1. Dimensions

BOILEAU et WALCH (17) ont mesuré 34 glènes humaines sur cadavres à l'aide d'un appareil de mesure couplé à un ordinateur avec une précision avoisinant les 10 μ m.

Ils retrouvent une hauteur moyenne de la glène de 35 mm (34.9 +/- 3.4 mm) et une largeur moyenne comprise entre 25 et 30 mm.

2. Orientation

a. Dans le plan horizontal

L'orientation de la glène dans le plan horizontal par rapport au plan de la scapula est très variable.

Il est habituellement admis que la glène est rétroversée par rapport au plan de la scapula selon un angle variant entre -2° et -8°.

En fait, SAHA (167) a montré que la glène pouvait présenter une antéversion ou une rétroversion par rapport au plan de la scapula. 73.5% des épaules étudiées présentaient une rétroversion de la surface glénoïdienne de 7.4° en moyenne et 26.5% des surfaces glénoïdiennes présentaient une antéversion comprise entre 2 et 10°.

Par la suite, d'autres auteurs se sont intéressés à l'orientation de la glène dans le plan horizontal, et les mesures retrouvées sont résumées dans le tableau suivant.

	Orientation de la glène dans le plan horizontal		
	Méthode	Moyenne	Valeurs limites
Cyprien et al(51)	Rx standards	-8°	-
Randelli et Gambrioli(155)	Scanner	-7°	-2° à -15°
Friedman et al(68)	Scanner	+2°	-12° à +14°
Mulladji et al(129)	Scanner	-3°	-5.1° à +2.2°
Mallon et al(118)	Scanner	-6°	-13° à +2°
Mallon et al(118)	Rx standards	-2°	-12° à +7°

Tableau n°1 : Orientation de la glène dans le plan horizontal

La méthode de référence admise pour l'évaluation de la version glénoïdienne a été mise au point par FRIEDMAN (68).

La mesure est scannographique utilisant les coupes sous l'apophyse coracoïde afin de se trouver à la partie moyenne de la glène. Une ligne reliant les deux points les plus antérieur et postérieur de la glène et une deuxième reliant le pilier de l'omoplate et le centre de la glène sont tracées. La perpendiculaire a cette dernière est abaissée, passant par le centre de la glène.

L'angle formé par les deux lignes passant par le centre de la glène détermine l'angle de version de la glène.

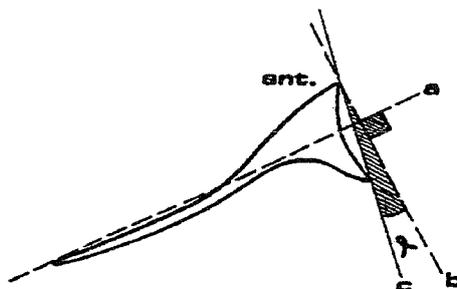


Figure n°1 : Calcul de la version glénoïdienne selon FRIEDMAN

b. Dans le plan vertical

Là encore, les données de la littérature montrent que l'inclinaison sur la verticale est variable en fonction des individus. GOUAZE et al (79) ont montré que dans 45% des cas la pente de la glène était ascendante avec une inclinaison moyenne de 3° (entre 1° et 10°), neutre dans 22% des cas et descendante dans 33% des cas avec une inclinaison moyenne de 4° (entre 1° et 12°). BASMAJIAN et BAZANT (13) ont trouvé que la surface glénoïdienne était orientée vers le haut et que cette pente était un élément essentiel dans la prévention de la subluxation inférieure de l'articulation gléno-humérale.

En revanche, MALLON et al (118) ont montré que la pente glénoïdienne était descendante, avec une inclinaison variant entre 13° de pente descendante et 8° de pente ascendante. Des résultats similaires ont été rapportés par FREEDMAN et MUNRO(65).

On peut conclure avec BOILEAU et WALCH que la pente normale sur la verticale de la surface glénoïdienne se situe entre $+10^\circ$ et -10° et reste variable en fonction des individus (17).

B. Organisation architecturale

La glène est représentée par un volume d'os spongieux délimité par une « coquille » corticale périphérique. BOILEAU et WALCH (17) ont mesuré sur coupes scannographiques la profondeur d'os spongieux dans le plan frontal sur 34 omoplates saines, retrouvant une valeur maximale de 26 mm.

A l'inverse de l'articulation coxo-fémorale, la distribution géométrique des travées spongieuses de la glène est peu connue.

FRICH et al. (66) ont montré à l'aide de tests de pénétration sur 10 glènes cadavériques que les zones supérieures et postérieures adjacentes à la zone de concavité maximum de la surface articulaire étaient le siège de plus haute densité en os spongieux. Ce résultat est en accord avec le principe décrit par CHEAL et al. (36)

selon lequel l'os spongieux est plus dense dans les zones soumises aux plus grandes contraintes, la rétroversion humérale augmentant celles-ci en zone postéro-supérieure sur la glène. FRICH (67) étudie au cours d'une étude anatomique 3-D l'orientation et la densité des travées osseuses glénoïdiennes. Alors que dans la portion moyenne les travées apparaissent transversales, isotropiques (dont les propriétés ne dépendent pas de l'orientation) et perpendiculaires à l'os sous-chondral, le tiers postérieur de la voûte glénoïdienne, apparaît significativement plus dense et anisotropique (dont les propriétés physiques dépendent de l'orientation) avec une orientation centrée vers la corticale postérieure. L'auteur pense que ces constatations sont en relation avec une adaptation structurelle en réponse aux forces appliquées par le membre supérieur sur la glène, plus intenses à la partie postérieure du fait de la prédominance des rotateurs courts antérieurs sur les postérieurs et de la rétroversion humérale.

C. Congruence et stabilité des éléments osseux

Il existe une inadéquation des surfaces et des rayons de courbure entre les pièces osseuses humérales et glénoïdiennes. McPHERSON (116) a ainsi défini un index de conformité entre les deux surfaces correspondant au rapport rayon de courbure de la tête sur rayon de courbure de la glène. Le défaut de congruence osseuse est plus important dans le plan sagittal que dans le plan frontal.

	Rayon de courbure de la tête (mm)	Rayon de courbure de la glène (mm)	Index de conformité
Plan frontal	23.1	32.2	0.72
Plan sagittal	22.9	40.6	0.63

Tableau n°2 : Rayons de courbures et index de conformité

En fait, la répartition du revêtement cartilagineux sur les deux versants va permettre d'augmenter la congruence des surfaces en égalisant les rayons de courbure dans 99% des cas (175). L'épaisseur du cartilage est plus faible à la partie centrale qu'en périphérie, diminuant le rayon de courbure. Le cartilage de la tête est plus épais au centre qu'à la périphérie, augmentant le rayon de courbure. La

profondeur de la glène est légèrement augmentée par le bourrelet glénoïdien qui participe à l'amélioration de la congruence articulaire.

La connaissance de l'anatomie de la glène est un point crucial dans la mise en place d'un implant glénoïdien. L'orientation dans les différents plans influence le geste chirurgical et le rapport entre les rayons de courbure guide le choix des implants. Cette anatomie est néanmoins modifiée par les différents processus pathologiques concernant l'articulation glénohumérale.

II. LA GLENE PATHOLOGIQUE

A. La glène dysplasique

La glène présente deux centres d'ossifications. Le premier apparaît à la base de l'apophyse coracoïde vers l'âge de 10 ans . Il fusionne vers l'âge de 15 ans contribuant à la formation de la partie supérieure de la glène et de la base de l'apophyse coracoïde. Le deuxième centre d'ossification est en forme de fer à cheval. IL apparaît à la puberté à la partie inférieure de la glène et est responsable de la formation des $\frac{3}{4}$ inférieurs de la glène(142).

La glène dysplasique est une anomalie du développement caractérisée par une ossification incomplète de la partie inférieure de la glène et du col de la scapula (178) Typiquement, l'étude radiologique retrouve une dysplasie du col de la scapula avec une glène à surface irrégulière. D'autres anomalies peuvent être associées telles une dysplasie de la tête humérale, de l'apophyse coracoïde ou un aspect crochu du $\frac{1}{4}$ externe de la clavicule (158).

Le retentissement de cette dysplasie est peu documenté. SPERLING a observé 7 atteintes dégénératives de la surface glénoïdienne sur les 7 cas de sa série(178).

La glène est impliquée au cours des différents processus pathologiques pouvant mettre en jeu l'articulation glénohumérale. Bien qu'ayant pour dénominateur commun l'altération du cartilage articulaire et de l'os sous-jacent, des spécificités lésionnelles se dégagent en fonction de chaque type d'atteinte.

B. Omarthrose primitive

La définition de l'omarthrose primitive est initialement donnée par FORESTIER (63) puis popularisée par NEER qui met en évidence en 1974 les aspects cliniques et radiologiques de cette pathologie(133).

MATSEN et al. (123) résument les critères nécessaires et suffisants pour étayer le diagnostic (histoire de la maladie, critères cliniques et critères radiologiques. Les critères radiographiques sont au nombre de cinq :

- rétrécissement de l'interligne gléno-huméral
- sclérose sous-chondrale
- ostéophytes
- absence d'une autre pathologie
- érosion postérieure de la glène avec subluxation postérieure de la tête humérale

Le débat sur la chronologie d'apparition de l'érosion glénoïdienne et de la subluxation postérieure n'est pas clos. Pour NEER, l'érosion postérieure de la glène est la cause de la subluxation postérieure. Cette notion est remise en cause par WALCH et al. qui retrouvent la présence d'une subluxation postérieure avant que la glène ne soit érodée. Les auteurs émettent l'hypothèse que la subluxation postérieure précède et cause l'érosion postérieure de la glène (189).

L'érosion postérieure de la glène est un critère fréquemment retrouvé mais ne correspond pas à un critère exclusif. COFIELD (41) résume les caractéristiques anatomopathologique observées dans l'omarthrose primitive et notamment pour la glène :

- Perte de cartilage centrale, postérieure ou complète
- Sclérose centrale ou postérieure
- Ostéophytes
- Erosion centrale ou postérieure avec aplatissement
- Géodes sous-chondrales

L'atteinte de la glène est classée par WALCH (187) en trois types après étude d'une série de 151 cas.

- **Le type A (53.5%)**, caractérisé par un équilibre des forces agissant sur la glène, avec une tête humérale centrée . L'usure glénoïdienne définit deux sous-types, A1 (39.5%) pour une usure mineure et A2 (14%) pour une usure plus importante, à l'origine d'une cupule centrale glénoïdienne .
- **Le type B (39.5%)**, résultat d'une distribution asymétrique des forces sur la glène, est soit caractérisé par une diminution de l'interligne articulaire et une sclérose sous-chondrale localisées de façon préférentielle vers la partie postérieure de la glène (type B1, 12%) soit par une cupule postérieure donnant un aspect de double concavité à la surface glénoïdienne (type B2, 27.5%).
- Enfin, **le type C (5%)**, défini arbitrairement comme une glène avec une rétroversion supérieure à 25°, d'origine dysplasique (190).

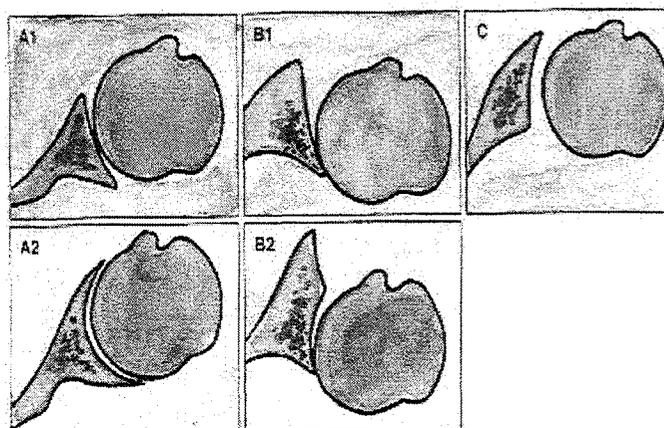


Figure n°2 : Classification de WALCH(187)

C. Polyarthrite rhumatoïde

L'épaule est fréquemment atteinte au cours de la polyarthrite rhumatoïde. La spécificité de la polyarthrite rhumatoïde réside dans la formation d'un pannus synovial, composé de lymphocytes, macrophages et monocytes qui sécrètent des cytokines inflammatoires, qui va proliférer et progressivement envahir l'articulation et l'os sous-chondral.(139) Le pannus synovial est responsable des lésions érosives qui mènent à la destruction progressive de l'articulation aboutissant à différents aspects radiographiques.

De nombreux auteurs ont proposé une classification radiologique de ces atteintes.

LARSEN (107) en 1977 décrit six stades (0-5) évolutifs basés sur le degré de lésions destructrices et de rétrécissement de l'interligne articulaire.

- **Stade 0** Articulation normale
- **Stade 1** Gonflement des tissus mous périarticulaires, déminéralisation
- **Stade 2** Lésions érosives débutantes
- **Stade 3** Lésions destructives de moyenne importance avec pincement de l'interligne inférieur à 50%
- **Stade 4** Lésions destructives sévères, pincement important de l'interligne et début d'ascension de la tête
- **Stade 5** Lésions destructives majeures

NEER propose en 1990 (138) différents types d'atteintes :

- **la forme « sèche »** avec géodes sous-chondrales, diminution de l'interligne articulaire parfois associée à des ostéophytes.
- **la forme « humide »** avec érosion des surfaces articulaires
- **la forme « resorptive »** caractérisée par une usure avec centralisation de la tête

KELLY (100) a rajouté une dernière forme caractérisée par une destruction sévère de la glène et de la tête humérale avec contact entre la diaphyse humérale et le pôle inférieur de la glène.

WALCH et al. (184) ont proposé une classification des atteintes de l'épaule en 4 types :

- **type A** : microkystes
- **type B** : macrokystes
- **type C** : rétrécissement de l'interligne articulaire
- **type D** : destruction articulaire

L'intérêt de cette classification tient à son caractère pronostique. Le type C, caractérisé par une atteinte de l'interligne articulaire, marque un tournant dans la prise en charge de l'atteinte glénohumérale avec évolution rapide vers le type D (en moyenne 2 ans), caractérisé par une destruction articulaire avec atteinte de la glène, de la tête humérale et de la coiffe. (184).

Néanmoins, LEVIGNE en 1999 (110) souligne que la distinction entre le type C et le type D est souvent difficile et que les lésions radiographiques et leur évolution ne sont pas les mêmes chez tous les patients. Il décrit trois formes radiologiques de l'atteinte glénohumérale dans la polyarthrite rhumatoïde. Les trois formes comprennent une altération du stock osseux glénoïdien classée en trois stades radiologiques :

- **stade 1** : os sous-chondral intact ou atteinte minime
- **stade 2** : usure atteignant le pied de l'apophyse coracoïde
- **stade 3** : usure dépassant le pied de l'apophyse coracoïde

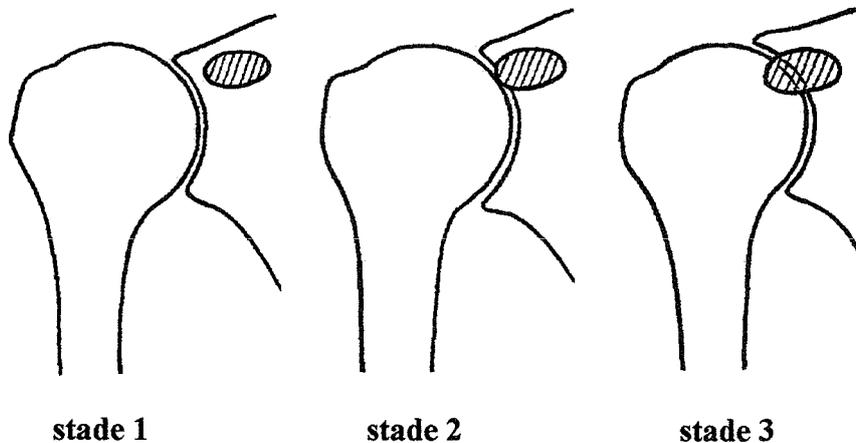


Figure n°3 : Altération du stock osseux glénoïdien selon LEVIGNE(110)

La description des trois formes prend également en compte l'aspect de la tête humérale.



Figure n°4 : aspect de la tête humérale selon LEVIGNE(110)

➤ **La forme montante**

C'est la plus fréquente (41%) de la série de LEVIGNE. Le pincement articulaire survient au pôle supérieur de la glène, suivi d'une usure localisée à ce niveau qui va progressivement détruire l'os sous-chondral et donner un aspect sinusoidal à la glène sur le cliché de face. La tête humérale garde sa sphéricité mais migre en haut, avec, a un stade plus évolué, contact entre le col chirurgical de l'humérus et le bord inférieur de la glène, créant l'encoche classique de la face interne du col chirurgical. La coiffe des rotateurs est amincie. Elle correspond à la forme « resorptive » de NEER.

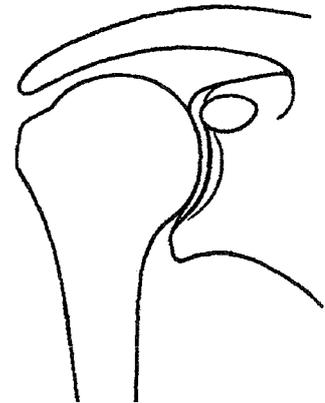


Figure n°5: forme montante

➤ **La forme centrée**

Elle est fréquente et concerne 36% de la série. Il n'y a pas d'ascension de la tête humérale.

L'usure glénoïdienne est progressive et régulière, sur toute la hauteur, la tête humérale s'enfonçant dans la glène « comme un œuf dans son coquetier ».

Elle correspond à la forme « sèche » de NEER.



Figure n°6 :forme centrée

➤ **La forme destructrice**

Elle est moins fréquente (19% de la série), caractérisée par une destruction de la tête humérale qui perd sa sphéricité et prend un aspect en « bouchon de champagne ». Cette forme, très agressive, détruit simultanément la glène. Elle correspond à la forme « humide » de NEER.



Figure n°7 : Forme destructrice

Un des intérêts de cette classification réside dans l'évaluation de l'atteinte de la glène qui est différente dans les trois formes. L'atteinte est supérieure et postérieure dans la forme ascendante. Elle reste centrale dans les plans horizontal et vertical dans la forme centrée et progresse lentement : dans cette série, aucune érosion ne dépasse le pied de la coracoïde et seulement 47% l'atteint (stade 2). Dans la forme destructrice, le pied de la coracoïde était dépassé dans 78% des cas (stade 3). Cette atteinte pose le problème de la fixation d'un implant glénoïdien qui peut être remise en question. Parallèlement, la tête restait sphérique au cours de l'évolution des formes ascendantes et centrées alors qu'elle était rapidement détruite dans la forme destructrice.

Cette classification n'est pas exhaustive, puisque LEVIGNE mentionne le cas d'un patient présentant une érosion bilatérale, massive du pôle inférieur de la glène et du pilier de la scapula qu'il juge inclassable. Ces constatations ont permis à l'auteur de penser qu'il s'agit de différentes formes d'atteintes et non de stades évolutifs de la maladie.

D. La glène dans l'omarthrose avec rupture massive et irréparable de la coiffe

En décrivant l'association chez des femmes âgées d'une rupture de coiffe des rotateurs et d'une arthropathie glénohumérale qu'il nomme épaule sénile hémorragique, De SEZE est le premier auteur à décrire cette entité pathologique(171). En 1981, McCARTHY (114) décrit la « Milwaukee shoulder » qui associe une rupture de la coiffe et une arthrose glénohumérale. Il analyse le liquide synovial et retrouve des amas de cristaux d'hydroxyapatite, des collagénases et des protéases. Il émet l'hypothèse d'une origine enzymatique de la destruction articulaire sans pouvoir identifier de processus déclanchant. NEER (136) décrit en 1983 la « cuff tear arthropathy » à propos de 26 patients. Sa description regroupe des patients présentant une rupture massive de la coiffe des rotateurs, une instabilité glénohumérale, une perte du cartilage articulaire glénohuméral et un effondrement de la tête humérale. Pour NEER, les facteurs mécaniques induits par la large rupture de la coiffe sont prépondérants dans la création de ce tableau radio-clinique.

HUGUET (93) revoit 142 patients (148 épaules) associant une rupture large de la coiffe des rotateurs (au minimum infra et supra-spinatus) et une atteinte ostéo-cartilagineuse symptomatiques (douleur ou pseudo-paralytique) et idiopathique. L'analyse des clichés radiographiques permet de démembrer différents types de lésions. Le pincement glénohuméral est absent dans 35%, centré dans 25%, supérieur dans 31% et a un aspect de cotyle dans 9% des cas. L'absence de pincement ou les pincements centrés sont significativement associés avec des scores « activité », « mobilité » et « force » supérieurs aux pincements supérieurs ou à ceux ayant un aspect de cotyle, le score de Constant global étant également meilleur. Ces caractéristiques permettent aux auteurs de proposer une classification.

L'usure glénoïdienne est classée en quatre stades :

- **Stade E0** : correspond à une glène normale
- **Stade E1** : usure centrée
- **Stade E2** : usure supérieure évoluant vers un aspect de double concavité
- **Stade E3** : grande usure à concavité supérieure avec aspect fréquent de cotyle

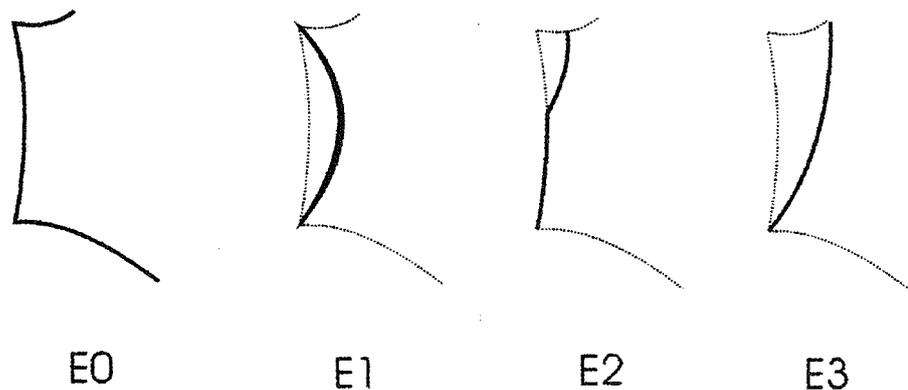


Figure n°8 : Classification des glènes dans l'omarthrose excentrée

Parallèlement à ces descriptions les auteurs analysent l'aspect de l'acromion qui est lysé ou fracturé, aminci avec empreinte de la tête, normal ou hypertrophique. L'humérus est également décrit. Il peut être nécrosé (nécrose locale ou étendue) ou présenter un aspect usé de sa partie supérieure avec un effacement du trochiter. La mise en relation de ces trois entités est intéressante. En effet, lorsque le pincement glénohuméral reste centré, l'acromion est en général normal ou hypertrophique et l'humérus ne présente pas d'usure supérieure ni de lyse des tubérosités. Il semble

donc s'agir d'une omarthrose centrée associée à une rupture de la coiffe des rotateurs. Le fait qu'elle soit centrée empêche l'ascension de l'humérus et n'utilise pas l'acromion (148). Dans certains cas, l'acromion finit même par s'adapter sous la forme d'une hypertrophie et d'une ossification du ligament acromio-huméral en même temps que la glène évolue progressivement vers une usure de type E3 avec acétabulisation de la glène comme l'avait décrit APOIL (8).

E. La glène dans l'ostéonécrose aseptique

L'ostéonécrose aseptique de la tête humérale peut être d'origine idiopathique ou en relation avec l'utilisation de stéroïdes, d'un barotraumatisme, d'une transplantation d'organe ou d'une maladie de système avec vascularite. Elle peut être rencontrée dans d'autres circonstances comme l'alcoolisme, la drépanocytose, l'hyperuricémie, la maladie de Gaucher, la pancréatite, l'hyperlipidémie, le lymphome ou post-traumatique. MANKIN (119) a décrit quatre mécanismes pouvant être à l'origine d'une ostéonécrose :

- interruption vasculaire
- thrombose ou embol
- traumatisme de la paroi vasculaire
- occlusion veineuse

La classification d'ARLET et FICAT, classiquement utilisée pour l'ostéonécrose de l'articulation coxofémorale, a été adaptée par CRUESS (49) à l'articulation glénohumérale. On retrouve cinq stades :

- Le **stade 1** est préradiologique caractérisé par des radiographies standards normales. L'IRM est l'examen le plus sensible à ce stade, permettant de mettre en évidence des signaux caractéristiques (hyposignal en T1 et densité de protons).
- Le **stade 2** est caractérisé par une ostéoporose et/ou une sclérose
- Le **stade 3** montre une image en coquille d'oeuf qui traduit une fracture sous-chondrale.

- La perte de la sphéricité de la tête humérale signe le **stade 4** avec perte de la congruence articulaire et lésions dégénératives.
- Enfin, la tête humérale irrégulière détruit le cartilage articulaire de la glène induisant une arthrose secondaire, caractérisant le **stade 5**.(166)

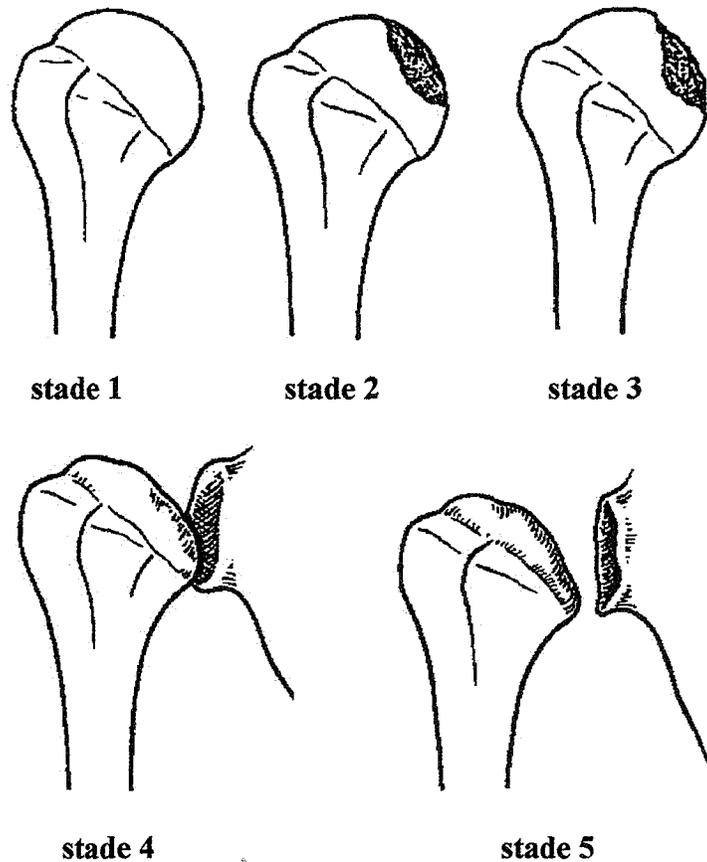


Figure n°9 : Classification des ostéonécroses aseptiques de la tête humérale (selon CRUESS).

Le retentissement clinique de l'ostéonécrose aseptique a été étudié par WILLEMS (193) sur une série rétrospective de 75 épaules. Il retrouve une corrélation statistique entre l'élévation antérieure, la rotation externe et le stade de nécrose mais aucune avec la douleur ou la force. Le score de CONSTANT et ses différents items sont également influencés de façon significative en fonction de stade de nécrose. Plus le stade est élevé, plus les paramètres sont influencés péjorativement.

F. La glène de l'épaule instable

L'entité pathologique de l'arthrose glénohumérale post-instabilité fût décrite par NEER en 1982 (135). SAMILSON et PRIETO ont classé en 1983 « l'arthropathie de l'instabilité de l'épaule » (168) en plusieurs stades (légère, moyenne, sévère) chez des patients opérés ou non et souffrant d'instabilité antérieure, postérieure ou multidirectionnelle. Malgré la mise en évidence d'une corrélation positive entre l'âge à la première luxation et l'apparition de l'arthrose, aucun autre facteur prédictif n'a pu être mis en évidence (présence d'une encoche de MALGAIGNE ou HILL-SACHS, lésion de passage sur la glène ou sévérité du traumatisme initial).

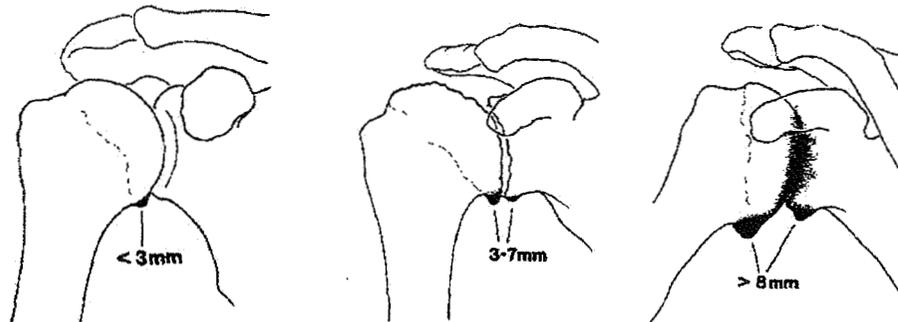


Figure n°10 : Classification de SAMILSON et PRIETO(168)

1. épaule non opérée

HOVELIUS(92), dans une étude rétrospective de 208 épaules instables (instabilité antérieure) retrouve à dix ans de recul 23 épaules SAMILSON I (11%), 16 SAMILSON II (8%), 2 SAMILSON III (1%). Il ne retrouve pas de différence significative entre les épaules ayant récidivé ou ayant été opérées ou non.

	Pas d'arthrose	SAMILSON I	SAMILSON II et III
Pas de récidence	89	11	6
1 récidence	8	1	1
≥ 2 récidence			
Non opérées	29	5	5
Opérées	41	6	6

Tableau n°3 : Arthrose après instabilité(92)

BREMS considère (29) qu'au regard de la faible fréquence de l'arthrose glénohumérale comparé au nombre de patients qui présentent une instabilité, il est peu probable que l'instabilité elle-même ne soit un facteur de risque majeur dans le développement de l'arthrose.

2. Epaulées opérées

a. « Capsulorraphy arthropathy »

HAWKINS (87) rapporte 10 cas de patients présentant une arthrose glénohumérale dans les suites d'une intervention de PUTTI-PLATT (début des symptômes 13.2 ans en moyenne après l'intervention). LUSARDI (113) rapporte 20 cas d'épaules présentant une limitation sévère de la rotation externe après capsulorraphie et discute du risque de subluxation postérieure et de dégradation articulaire secondaire. NEER (135) décrit que l'excès de tension des formations tissulaires antérieures après réparation capsulo-ligamentaire, suture du sous-scapulaire ou capsulomyorraphie, limite la rotation externe et crée une tendance à la subluxation postérieure de la tête humérale sur la glène. Cette subluxation est à l'origine d'une usure de la partie postérieure de la glène. Cette entité, appelée par MATSEN (123) « Capsulorraphy arthropathy », très répandue dans la littérature anglo-saxonne, n'a cependant pas été retrouvée par MATSOUKIS sur une série rétrospective de 27 cas (124) ni par ALLAIN (1).

b. Butées osseuses débordantes

EDEN propose dès 1918 l'utilisation d'un greffon osseux préglénoïdien pour bloquer l'excursion de la tête humérale (95). Les interventions les plus courantes sont dérivées du procédé de LATARJET (106) (transfert vissé de la branche horizontale de l'apophyse coracoïde avec le tendon conjoint coraco-biceps en position affleurante à la face antéro-inférieure de la glène) ou de BRISTOW (89) (transfert de la pointe de l'apophyse coracoïde). De nombreux auteurs (183,117,

92,182) soulignent l'influence néfaste du positionnement débordant sur l'interligne articulaire d'une butée osseuse lors de sa mise en place. ALLAIN (1) analyse au cours d'une étude rétrospective l'incidence de l'arthrose glénohumérale après cinquante-huit interventions de LATARJET avec un recul moyen de 14,3 ans. L'arthrose est radiologiquement évaluée à l'aide d'une modification de la classification de SAMILSON et PRIETO, l'analyse du bord inférieur de la glène étant impossible du fait de la présence de la butée. Il confirme le caractère trop latéral du positionnement de la butée comme facteur prédictif significatif d'apparition d'une arthrose glénohumérale.

c. Issue intra-articulaire de matériel

L'issue intra-articulaire de matériel est une complication commune aux différents procédés. ZUCKERMAN et MATSEN (200) démontrent que l'issue intra-articulaire des vis et /ou agrafes utilisées ainsi que leur éventuelle migration secondaire sont des facteurs arthrogènes. Ils rapportent 21 cas de complication en rapport avec la vis fixant la butée (intervention de BRISTOW) et 14 cas de complication en rapport avec l'utilisation d'agrafes. Les vis ou agrafes avaient été mal positionnées dans 10 cas, avaient migrés dans 24 cas et s'étaient brisés dans 10 autres cas. Presque tous les patients ont fait l'objet d'une reprise et une atteinte cartilagineuse significative a été notée dans 41% des cas. YOUNG et ROCKWOOD (198) retrouvent dans leur revue des complications après intervention de BRISTOW, dix cas de lésions cartilagineuses directement dues à l'utilisation de vis. Ils considèrent dès lors que ce type d'intervention expose le cartilage à des lésions sévères de façon inutile.

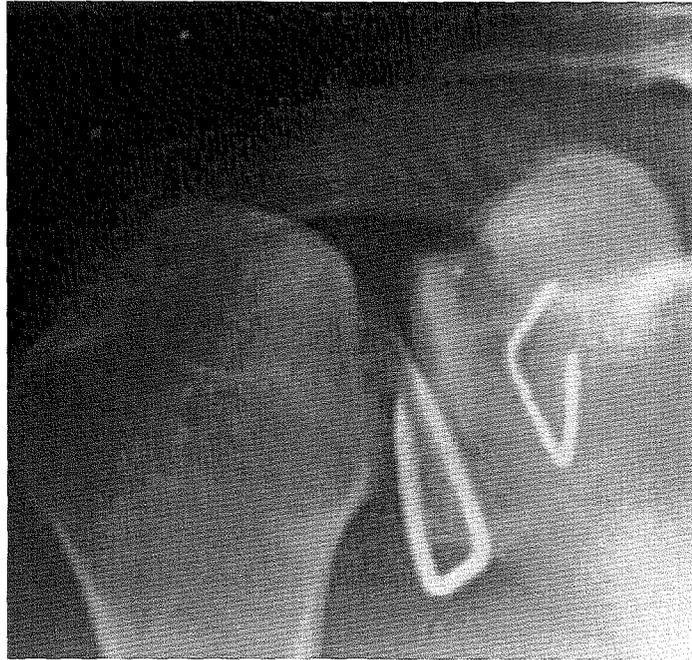


Figure n°11 : Issue intra-articulaire de matériel

G. La glène dans les séquelles de fractures

1. Fractures de l'extrémité proximale de l'humérus

Le traitement des fractures de l'extrémité proximale de l'humérus est difficile tant dans les indications que dans le choix des options thérapeutiques qui vont de l'abstention à l'arthroplastie en passant par l'ostéosynthèse. Les séquelles observées au cours de l'évolution des fractures ayant fait l'objet d'un traitement conservateur ne sont pas rares et sont souvent à l'origine de douleur et de handicap fonctionnel. Parmi les séquelles potentiellement à l'origine d'omarthrose secondaire COFIELD (41) dénombre les cals vicieux, l'ostéonécrose post-traumatique et les pseudarthroses proximales de l'humérus avec ankylose. MATSEN (123) décrit les différents critères nécessaires et suffisants pour établir le diagnostic d'omarthrose post-traumatique. Les critères radiographiques ne diffèrent pas de ceux retrouvés dans l'omarthrose primitive. (Diminution de l'interligne articulaire, condensation et ostéophytes) en

dehors des stigmates évidents d'antécédent de fracture de l'extrémité supérieure de l'humérus.

Le mérite d'avoir répertorié les différents types de séquelles post-fracturaires et de les avoir classés en fonction de leur importance pronostique revient à BOILEAU et al.(18). Les résultats d'une étude rétrospective de 71 séquelles de fractures traitées par prothèse humérale ou totale (46 prothèses humérales et 25 prothèses totales) ont permis aux auteurs d'établir une classification. Ces séquelles ne concernent pas la glène dont l'image radiologique n'a pas d'aspect particulier influençant le résultat.

Deux grands groupes sont distingués :

- séquelle de fracture intracapsulaire impactée qui ne nécessite pas d'ostéotomie du trochiter (type 1 et type 2).

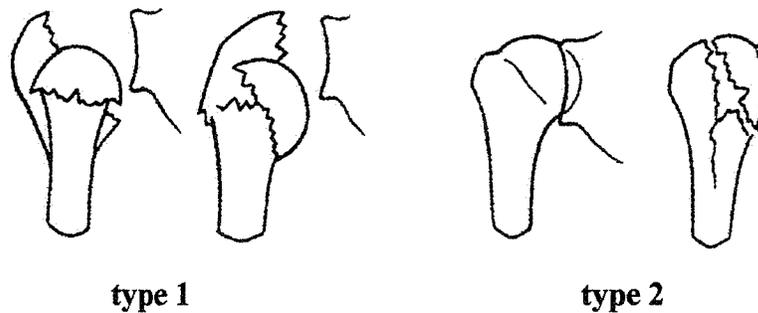


Figure n°12 : séquelle de fracture intracapsulaire

- séquelle de fracture extracapsulaire désimpactée qui requiert une ostéotomie du trochiter pour mettre en place la prothèse humérale.

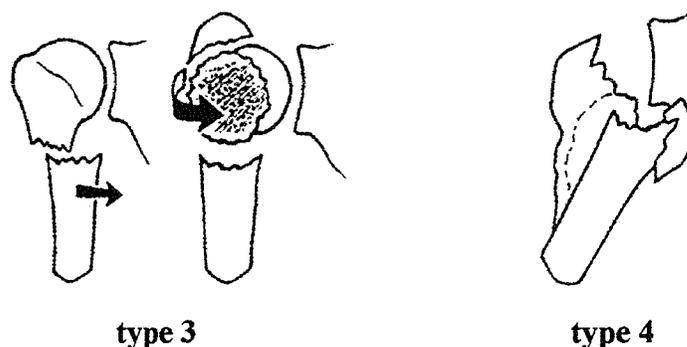


Figure n°13 : séquelle de fracture extracapsulaire

2. Fractures intra-articulaires de la glène

IDEBERG (97) classe les fractures de la glène en 5 types après étude de 300 cas.

Le **type I** regroupe les fractures du bord de la glène causée par les épisodes d'instabilité ou par un traumatisme direct. (type IA bord antérieur ; type IB bord postérieur) qui sont distinguées des petites avulsions causées par les accidents d'instabilité. La possible implication de la taille de ces fragments dans les récurrences d'instabilité est discutée (96,97,52,165).

On retrouve dans le **type II** une fracture transverse de la glène avec un fragment triangulaire inférieur déplacé avec la tête humérale.

Le **type III** comprend une fracture du 1/3 supérieur de la glène incluant l'apophyse coracoïde. Cette fracture est souvent accompagnée d'une fracture de l'acromion ou d'une disjonction acromio-claviculaire.

Une fracture de **type IV** est une fracture horizontale complète jusqu'au bord vertébral.

Le **type V** combine le type II et le type IV.

GOSS ajoute un **type VI** à cette classification concernant les atteintes comminutives sévères de la surface glénoïdienne.(78)

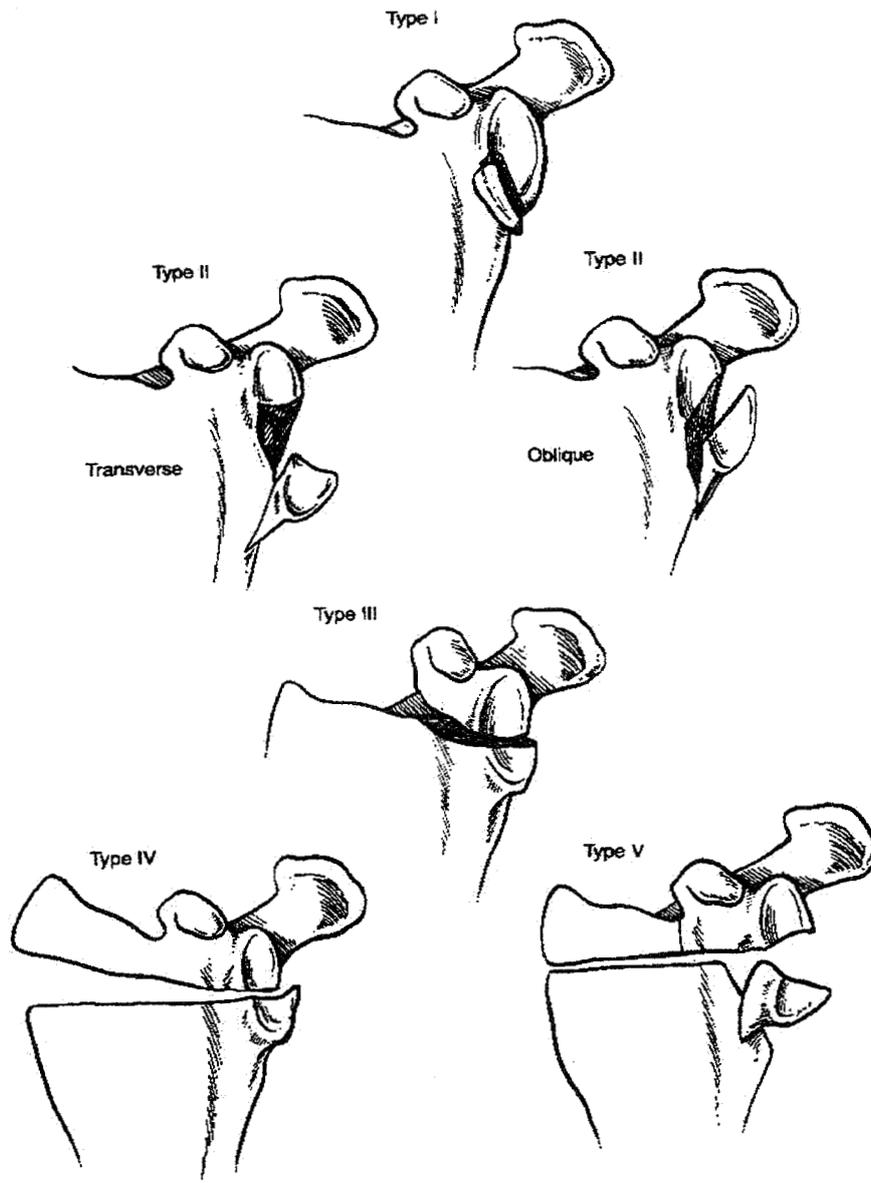


Figure n°14 : Classification de IDEBERG(97)

L'influence de ces lésions intra-articulaires sur la survenue d'une arthrose secondaire n'a, à notre connaissance, pas été rapportée dans la littérature.

H. La glène après hémiarthroplastie

L'hémiarthroplastie est une intervention courante en chirurgie de l'épaule, dont les indications principales sont les fractures de l'extrémité supérieure de l'humérus, la polyarthrite rhumatoïde et l'ostéonécrose. Mise au point par NEER, elle a été popularisée dans l'indication de l'omarthrose primitive avant l'arrivée des prothèses totales d'épaules. L'intervention consiste en la mise en place d'un implant huméral cimenté ou non sans geste glénoïdien. Le développement d'une arthrose glénoïdienne douloureuse est la complication la plus fréquente et la plus grande cause de réintervention après hémiarthroplastie(176). Le premier cas a été décrit par CLAYTON qui relate la reprise des douleurs chez un patient 5 ans après une hémiarthroplastie(37).

SPERLING(176) met en évidence au cours d'une revue de littérature que les indications de réintervention sur 581 hémio-artthroplasties sont largement dominées par la survenue d'une arthrose glénoïdienne (21 sur 33 reprises soit 63.6%).

L'analyse de sa série de 18 cas de reprise dans cette indication montre que le délai moyen écoulé entre la pose de l'implant huméral et la totalisation est de 4,4 ans.

L'étiologie initiale pour l'hémiarthroplastie est une polyarthrite rhumatoïde dans 2 cas, une ostéonécrose dans 1 cas, une omarthrose dans 4 cas et un traumatisme (fracture ou instabilité) dans 10 cas.

Au cours de la reprise il constate que dans tous les cas le cartilage glénoïdien a disparu et met en évidence 14 érosions glénoïdiennes (9 moyennes et 5 modérées) sans préciser la localisation de cette érosion sauf dans les deux cas ayant nécessité une greffe. Un patient présentait une large cavité kystique de la glène qui a été comblé par une allogreffe de tissu spongieux avant mise en place d'une glène cimentée. Dans l'autre cas, il existait une usure de la paroi postérieure glénoïdienne suite à une rétroversion excessive initiale de l'implant huméral (65° de rétroversion). L'abduction moyenne préopératoire ne dépassait pas 94°, la rotation externe 32°, la rotation interne en L3 et le score douleur à 4,3 sur l'échelle de NEER et al (134).

HERTEL (90) analyse les causes de survenue de cette érosion glénoïdienne dans une série de 34 cas. Les facteurs mis en évidence sont multiples. Les facteurs mécaniques sont les plus fréquents et la raideur le facteur le plus souvent incriminé. Il apparaît que lorsque l'articulation reste « serrée » et n'autorise pas des amplitudes correctes en post-opératoire immédiat, le risque de « glénoïdite » est élevé. De même, une usure asymétrique pré-opératoire de la glène, une instabilité gléno-humérale ou un mauvais positionnement de l'implant huméral sont des facteurs favorables à la survenue d'une « glénoïdite » par application de forces excentriques sur la glène. Une rupture de la coiffe des rotateurs est associée à une migration proximale de la tête humérale et une usure supérieure de la glène.

Les facteurs biologiques sont la cause principale dans les cas d'arthrite rhumatoïde avec résorption de l'os sous-chondral et du spongieux sous-jacent.

Le retentissement de cette dégradation de la glène s'est traduit par une reprise des douleurs et une altération du score fonctionnel en moyenne 2.3 ans après l'intervention initiale. 32 des 34 patients ont fait l'objet d'une reprise chirurgicale (27 totalisations, 3 dépose et reprises d'une prothèse inversée et deux résections arthroplastiques). Sur l'ensemble de la série, le score de CONSTANT passe de 29 à 49 à la révision et la douleur diminuée de moitié.

L'érosion glénoïdienne et son retentissement clinique sont des facteurs préoccupants dans les suites d'une hémiarthroplastie.

Certains auteurs pensent que les résultats pourraient être améliorés grâce à un resurfaçage de la glène.

I. La glène resurfacée (resurfacage biologique de BURKHEAD)

Une plastie d'interposition a été proposée comme alternative au remplacement prothétique de la glène par BURKHEAD(35). Considérant les résultats décevants des arthrodèses glénohumérales, le risque de glénoïdite après hémiarthroplastie simple et le risque de complication lié à la mise en place d'une prothèse glénoïdienne notamment chez des patients ayant encore une demande fonctionnelle importante, l'auteur adapte la technique de la plastie d'interposition à l'épaule. Chez des patients jeunes (moyenne d'âge 48 ans) il associe la mise en place d'une prothèse humérale à un resurfacage biologique de la glène par une autogreffe libre de fascia lata de 2x4 cm prise au dépend de la cuisse homolatérale et suturée au labrum antérieur et postérieur. Des trous de mèche sont préalablement pratiqués à la surface de la glène pour favoriser le saignement et la cicatrisation de la greffe tissulaire à l'os. Les résultats de 6 patients avec un recul supérieur à deux ans montrent une disparition complète des douleurs chez tous les patients sauf un et de bons résultats sur les amplitudes moyennes (138° d'élévation antérieure, 50° de rotation externe et rotation interne à T12). Aucune complication sur le site donneur n'est à déplorer et une seule réintervention a été nécessaire (ténodèse de la longue portion du biceps) pour douleur antérieure persistante. BURKHEAD pense qu'il s'agit là d'une option intéressante chez des patients encore jeunes chez qui il était proposé jusque là une arthrodèse, une hémiarthroplastie simple ou une prothèse totale. Il faut néanmoins rester prudent compte tenu de la faiblesse de l'effectif et du recul.

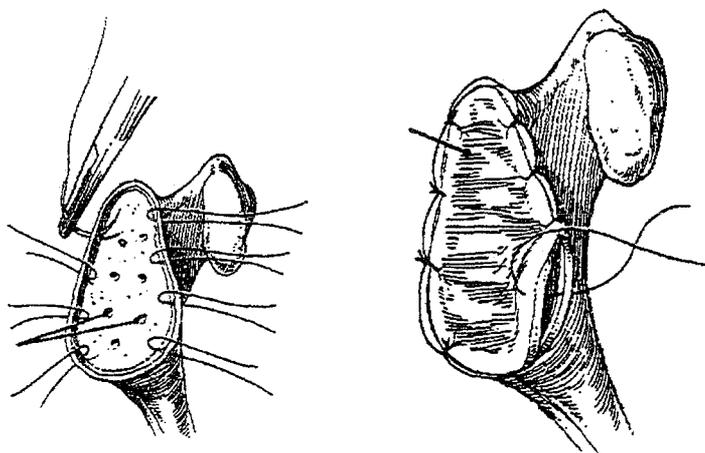


Figure n°15 : Resurfacage biologique de BURKHEAD

III. LA GLENE RESURFACEE

L'arthroplastie d'épaule est née du génie inventif de Themistocles GLUCK, médecin d'origine roumaine, qui dessina une prothèse humérale en ivoire articulée avec une glène prothétique vissée dans la scapula et publia le compte rendu de son implantation en 1891 (77).

Néanmoins, c'est PEAN (146) qui est reconnu comme le chirurgien ayant mis en application les idées de GLUCK. Il implanta le 11 mars 1893 une prothèse en platinum reliée à un système de cardan articulé sur une tête en caoutchouc enduite de paraffine chez un boulanger de 37 ans en résection articulaire après traitement d'un abcès tuberculeux de l'épaule. Après l'échec par récurrence du sepsis, il n'y eut pas de développement connu de cette prothèse.

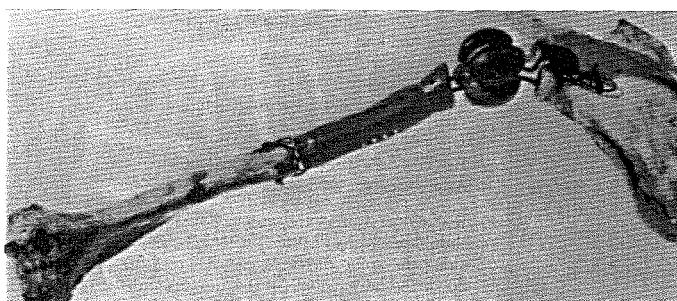


Figure n°16 : Prothèse implantée par PEAN le 11 mars 1893

L'évolution de l'arthroplastie fut dès lors très lente, depuis la tentative d'implantation d'une prothèse humérale simple en ivoire en 1914 par KOENIG (102) jusqu'aux prothèses acryliques de JUDET (23) des années cinquante.

La première arthroplastie d'épaule, moderne et anatomique, fut l'œuvre de KRUEGER (104) le 12 décembre 1950 et les bases du remplacement prothétique de l'épaule furent élaborées par NEER à partir de 1953(131,132).

Ces prothèses ne proposèrent cependant pas de composant glénoïdien avant 1974 avec la glène polyéthylène cimentée introduite par NEER.(133). Un grand intérêt fût ensuite porté sur les prothèses contraintes afin de prendre en charge les arthropathies d'épaule à coiffe détruite. Leur échec favorisa la recherche sur de nouveaux implants

glénoïdiens, menant à l'apparition de prothèses semi-contraintes et de nouvelles prothèses non contraintes.

Ainsi, confronté aux problèmes qui se posent encore aujourd'hui, incluant la fixation glénoïdienne et le descellement glénoïdien, PEAN a tracé un chemin que nous continuons de suivre aujourd'hui.



Figure n°17 : Dr. Jules PEAN opérant, 1891, Par Henri de Toulouse-Lautrec

A. Les prothèses anatomiques

Les prothèses anatomiques sont dites non contraintes, associant un implant huméral reproduisant l'extrémité supérieure de l'humérus à un implant glénoïdien sans mécanisme reliant les deux.

1. Les glènes cimentées

NEER (133) a utilisé le premier une prothèse humérale en association avec un glène en polyéthylène cimentée dans le traitement de l'omarthrose primitive. Dès 1973, il met au point une prothèse totale, la « prothèse Neer II », faisant suite à sa prothèse initiale de 1953 (sans glène) développée pour le traitement des fractures de l'extrémité proximale de l'humérus (127). La pièce glénoïdienne, en polyéthylène à fond convexe et cimentée, réalise un resurfacage de la glène osseuse et possède un plot d'ancrage triangulaire lisse. Dans le même temps, d'autres auteurs vont proposer des implants glénoïdiens similaires pouvant être couplés avec différentes tiges humérales, ouvrant ainsi l'ère du développement des glènes dans les prothèses non contraintes.

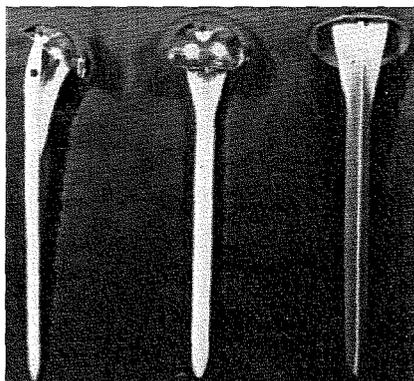


Figure n°18 : prothèse de NEER (1955)



Figure n°19 : glène originale (1973)

- la prothèse de KENMORE

KENMORE publie la même année que NEER un article sur la mise au point d'une glène en polyéthylène à utiliser avec la prothèse humérale de NEER dans le traitement des affections dégénératives de l'épaule(101).

- **la prothèse St. Georg**

En 1976, ENGELBRECHT et STELLBRINCK (55) mettent au point une glène à cimenter en polyéthylène fond convexe à plot pouvant être couplée à une prothèse de NEER ou à la tige St. Georg.

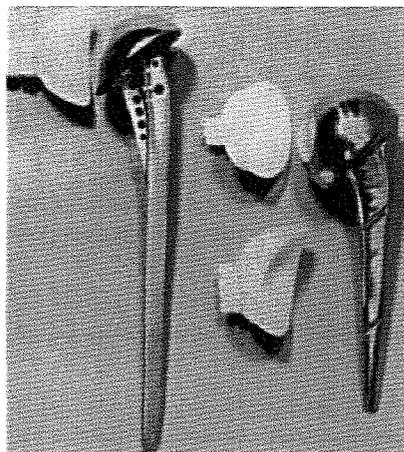


Figure n°20 : Prothèse totale St.Georg

- **les prothèses de NEER**

Rapidement NEER va procéder à des modifications de sa glène initiale. En 1982, il fait état de ces modifications décidées du fait de difficultés techniques d'implantations après ne l'avoir utilisé que quatre fois. Le dessin de la quille est différent et des rainures apparaissent pour obtenir une meilleure fixation avec le ciment(135). Il élargit également la gamme avec un implant cimenté muni d'une platine metal-back qu'il n'utilise que trois fois chez des patients atteints d'arthrose post instabilité récidivante. Ce concept du metal-back a été appliqué à la glène à la suite du développement des cotyles metal-back de la hanche et de la mise en évidence de la diminution du stress à l'interface os-ciment. D'après BURKHEAD, cette glène aurait été mise au point pour pallier à la fracture de l'implant en polyéthylène qui avait été observée chez deux patients. (34)

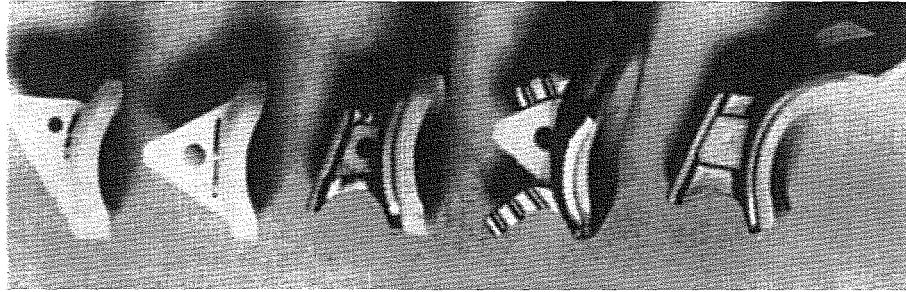


Figure n°21 : Les différentes glènes de NEER

Ces prothèses monoblocs représentaient ce que l'on a appelé la **première génération** de prothèses totales d'épaule. L'introduction de la modularité a donné naissance aux prothèses de **deuxième génération**.

- **la prothèse DANA (Designed After Natural Anatomy)**

AMSTUTZ développe (3,4) la prothèse DANA. Il reconnaît que le rayon de courbure de 44 mm adopté par NEER est le plus commun, mais met en évidence qu'il existe une variabilité en diamètre, hauteur et rayon de courbure de la tête humérale. Ces constatations sont appliquées à la prothèse DANA. Elle est la première à proposer une modularité grâce à différentes tailles de glènes dessinées pour aller avec quatre tailles de têtes humérales. La glène est en polyéthylène à fond convexe. Entre 1976 et 1984, 83 prothèses sont posées et 56 revues. Un liseré autour de la glène est mis en évidence autour de 53 d'entre elles mais seulement 2 ont du être reprise.

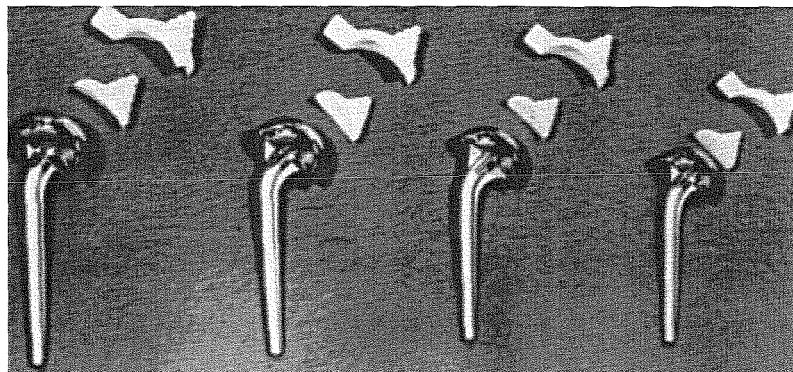


Figure n°22 : La prothèse DANA

- **la prothèse monosphérique GRISTINA**

A la fin des années soixante-dix, début des années quatre-vingt, GRISTINA diffuse sa prothèse « Monospherical ».

La tige humérale est disponible en deux tailles et la glène est piriforme avec une quille d'ancrage bilobée, mimant les recéssus d'os spongieux (83). La quille et le fond plat sont munis de rainures afin d'améliorer l'ancrage dans le manteau de ciment.

- **la prothèse de BURKHEAD (Select shoulder)**

En 1987, BURKHEAD met au point une glène à fond plat avec deux plots d'ancrage plutôt qu'une quille. Le rayon de courbure de cette glène autorise une translation humérale de 10 mm, ce que WALLACE (190) avait décrit comme physiologique. Au cours de l'abduction, la cinématique de la prothèse se rapproche ainsi de la physiologie articulaire.

- **la prothèse Biangular de WORLAND**

Deux glènes sont disponibles avec pour particularité d'avoir la quille d'ancrage orientée 45° par rapport au fond plat. Le premier implant est tout en polyéthylène.

La deuxième glène associe deux plots d'ancrage à la quille centrale. Les résultats de ces implants n'ont pas fait, à notre connaissance, l'objet d'une publication.

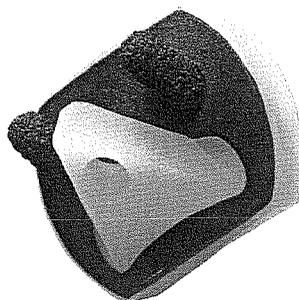


Figure n°23 : Glène Bi-angular

- **la prothèse BIO-MODULAR de WARREN et DINES (BIOMET)**

A un composé tout en polyéthylène disponible en deux épaisseurs, sont associés deux autres implants. Un implant dispose d'un fond plat en métal dans lequel vient se glisser un glène polyéthylène classique.

L'autre est une platine metal-back à cimenter avec un plot d'ancrage central auquel sont rajoutées une vis supérieure et une vis inférieure de type spongieuses pour compléter la fixation.

Après l'avènement des prothèses modulaires, WALCH et BOILEAU ont développé le concept d'adaptabilité ouvrant la voie à une **troisième génération** de prothèses totales d'épaule.

- **la prothèse AEQUALIS (TORNIER)**

WALCH et BOILEAU mettent au point un système original qui permet de prendre en compte au cours du geste chirurgical 4 paramètres essentiels (inclinaison, rétroversion, déport médial et déport postérieur) permettant d'adapter la prothèse à l'anatomie et non plus l'inverse.

Cette adaptabilité trouve essentiellement expression sur le versant huméral, mais la glène fait elle aussi l'objet d'innovations importantes.

Elle est piriforme avec un rayon de courbure légèrement plus grand que celui de la tête humérale correspondante.

La différence entre les deux rayons de courbure, appelée « mismatch », est variable de 0 à 12 mm avec la prothèse AEQUALIS selon l'association que choisit le chirurgien entre la taille de la glène (petite, moyenne ou grande) et la taille de la tête humérale. A chaque rayon de courbure huméral correspond un rayon de courbure glénoïdien optimal (associations préférentielles avec mismatch de 5 à 7,5 mm) autorisant une légère translation physiologique.

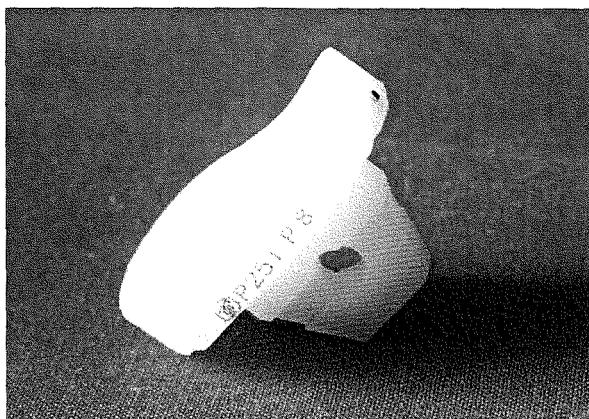


Figure n°24 : Glène AEQUALIS fond plat

L'épaisseur du composant glénoïdien est minimale afin de ne pas modifier la position de l'interligne et de ne pas augmenter les contraintes.

La fixation est assurée par une quille d'ancrage trapézoïdale et la face postérieure de la glène est plate. Il existe deux autres modèles de glène, l'un avec deux plots de fixation et fond plat l'autre avec quille d'ancrage et fond convexe dont l'utilisation est en cours d'évaluation.

- **la prothèse ANATOMICA (SULZER)**

Glène en polyéthylène à fond convexe et quatre plots d'ancrage, elle est disponible en trois tailles (petite, moyenne et grande).

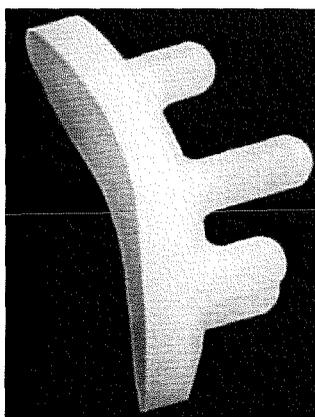


Figure n°25 : Glène ANATOMICA

- **la prothèse de BIGLIANI et FLATOW (ZIMMER)**

Il s'agit d'un système original dont le centre de la glène prothétique a une congruence parfaite alors qu'en périphérie la glène est non congruente. La fixation est assurée par trois plots ou par une quille d'ancrage et le fond est convexe.

Plus récemment, un modèle supplémentaire (Anchor) est ajouté à la gamme. La fixation est assurée par quatre plots. Le plot central est plus long que les autres et muni d'ailettes circumférentielles.

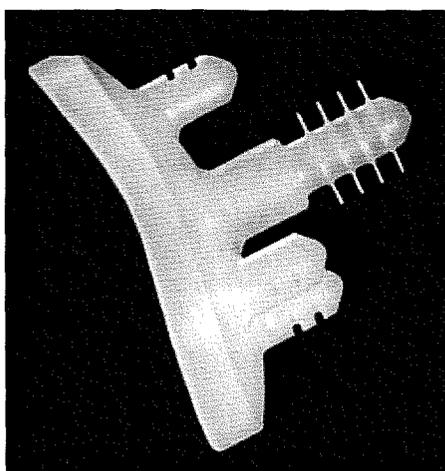


Figure n°26 : Glène ANCHOR

- **La prothèse HAS (Howmedica Anatomic Shoulder)**

La glène de la prothèse HAS présente la particularité d'avoir la quille d'ancrage décalée vers la partie postérieure de l'implant. L'ancrage se fait dans la partie la plus postérieure de la glène.

Nous citerons pour mémoire d'autres prothèses glénoïdiennes cimentées qui ne présentent pas de caractères remarquables particuliers [Glène de RANDELLI (Lima-Lto), Glène EQUINOXE (Tecknimed), Glène ANTHEOR (Implants Industrie, Glène NOTTINGHAM (Biomet), Glènes OSTEONICS (Stryker)].

La fréquence des lisérés radiologiques autour de l'implant glénoïdien cimenté, pouvant évoluer vers des descellements, a conduit les chirurgiens à développer le concept de fixation glénoïdienne **sans ciment**.

2. Les glènes non cimentées

Dans les prothèses non contraintes, on peut distinguer deux types d'implants non cimentés, ceux implantés à frottement dur et ceux à surface réhabitable.

a. glènes non cimentées implantées à frottement dur

- **la prothèse de BAYLEY**

BAYLEY (14) reprend le concept, initialement développé par KESSEL pour les prothèses glénoïdiennes contraintes, de fixation à l'aide d'une vis spongieuse centrale avec des résultats préliminaires encourageants.

- **la prothèse de BURKHEAD The Select shoulder**

BURKHEAD(34) met au point une prothèse glénoïdienne dont la fixation primaire est assurée par trois plots et une vis centrale en titane. Des cas de dissociation du polyéthylène sont observés dont deux sont décrits par l'auteur. Dans un cas la mobilisation de la vis centrale a fait se dissocier l'insert en polyéthylène de l'embase métallique. Dans l'autre cas une dissociation est survenue lors de la réduction d'un épisode de luxation antérieure post-traumatique. La reposition de l'insert polyéthylène a donné un bon résultat. Au total, cinq cas de dissociation sont rapportés au cours de la première année post-opératoire, motivant l'arrêt de l'implantation de cette prothèse. La révision des dossiers a permis à BURKHEAD de mettre en évidence que tous ces cas étaient en relation avec une instabilité associée à une usure du polyéthylène, menant à l'échec.

- **la prothèse de COPELAND**

La glène non cimentée de COPELAND est initialement dessinée en polyéthylène avec un plot central. Elle est ensuite modifiée pour un plot conique et metal-back, inséré en press-fit dans la glène.

Seuls les résultats de la première glène sont publiés, sans défaut d'ancrage à 15 mois de recul(48).

- **la prothèse de ROPER-DAY**

ROPER et DAY (164) proposent une prothèse glénoïdienne en polyéthylène destinée à être implantée avec ou sans ciment et comportant un plot rétentif . Les résultats de 25 de ces implants sont publiés en 1990, avec un recul moyen de 5 ans. Une reprise a été nécessaire pour un descellement glénoïdien avec dépose simple de l'implant donnant une épaule indolore et une fonction « acceptable ». Les auteurs ayant parfois utilisé une fixation complémentaire de la glène par du ciment, sans préciser dans quels cas, il n'est pas possible de savoir si ce descellement est survenu sur un implant non cimenté.



Figure n°27 : la prothèse ROPER-DAY

b. glènes non cimentées à surface réhabitables

- **la prothèse de COFIELD**

COFIELD peut être considéré comme le véritable pionnier en matière d'implant glénoïdien métallique non scellé. La glène de COFIELD est composée de 4 parties. Une platine en chrome-cobalt munie d'un plot central et de deux orifices, deux vis corticales en titane et un insert en polyéthylène. La face postérieure de la platine est revêtue d'une surface poreuse à microbilles destinée à assurer une fixation secondaire de l'implant par repousse osseuse. Il rapporte une première série de 32 implants mis en place entre 1983 et 1986 suivi avec un recul moyen de 51 mois. Il existe 26% de liserés incomplets inférieurs à 1 mm, 22% de liserés complets parmi lesquels 3 sont supérieurs à 1,5 mm et peuvent être considérés comme des descellements et deux dissociations du polyéthylène (6%)(43).

Ces résultats ont conduit COFIELD à stopper l'utilisation de cette glène en 1987 pour la remplacer à partir de 1989 par un modèle dont le système d'encliquetage du polyéthylène sur la platine a été modifié. Sa seconde série rapporte les résultats de ce second modèle utilisé entre 1989 et 1993. Parmi les 180 cas (recul entre 1 et 5 ans) il note 2 dissociations du polyéthylène (1%), 3 érosions complètes du polyéthylène (1,5%) avec nécessité de révision, 6 liserés complets (3%) et un implant avec défaut d'ancrage osseux.

Plus récemment, COFIELD rapporte les résultats de 62 implants à 4,6 ans de recul moyen. Il retrouve 6,5% de liserés complets et/ou migration ou bascule de l'implant et surtout 18% de métallose radiologique associée à une usure complète du polyéthylène(44).

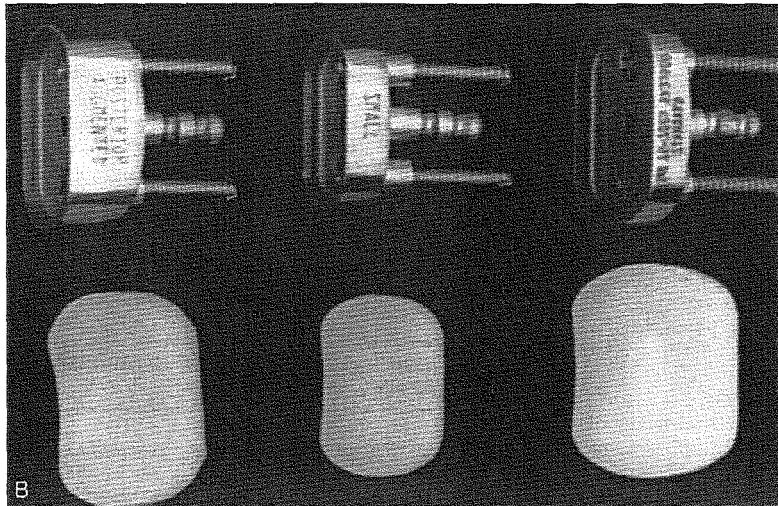


Figure n°28 : glènes de COFIELD

- **la prothèse AEQUALIS Métal-back**

WALCH et BOILEAU (186) mettent au point une glène non cimentée à surface réhabitable . La glène est constituée de deux parties : la platine métallique et l'insert polyéthylène. La platine est à fond plat revêtue d'un manteau d'hydroxyapatite. Son épaisseur de 3 mm à été réduite au minimum pour éviter une tension excessive de la coiffe des rotateurs et une latéralisation de l'interligne articulaire. L'originalité de cet implant repose sur une fixation primaire à l'aide de vis à expansion, ce qui a pour avantage de permettre une fixation osseuse solide immédiate à la fois spongieuse et corticale. Les vis à expansion de part leur configuration tridimensionnelle s'opposent aux forces d'arrachement. Les contre-écrous au niveau des vis permettent l'ouverture des pétales métalliques et s'opposent au recul des vis évitant théoriquement une dissociation du polyéthylène et de la platine métallique. La fixation osseuse secondaire par repousse osseuse au niveau de la platine métallique est assurée par une surface poreuse de type alvéolaire recouverte d'hydroxyapatite.

L' insert en polyéthylène de 4 mm d'épaisseur est clipsé sur la platine l'épaisseur totale de l'implant étant de 7 mm. La glène est disponible en trois tailles (petite, moyenne, grande) avec des rayons de courbure croissants. Les paramètres concernant la différence de rayon de courbure entre la glène et la tête humérale sont identiques à ceux de la prothèse AEQUALIS cimentée.

Les premiers résultats de cet implant sont plutôt encourageants chez les quinze patients revus avec un recul moyen de 26 mois ou il n'est été observé qu'une dissociation du polyéthylène dans les suites d'une luxation antérieure et deux lisérés complets dont l'un avait régressé sur les radiographies à 27 mois. Comme nous le verrons par la suite, ces résultats n'ont pas été confirmés et l'utilisation de l'implant stoppé.

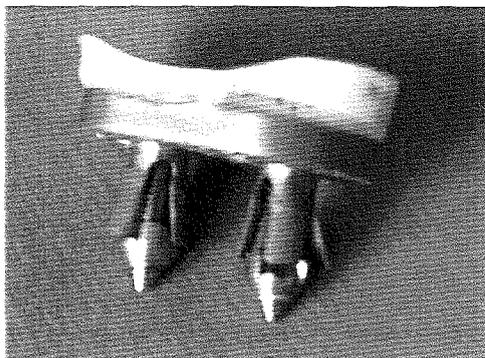


Figure n°29 : la glène AEQUALIS métal-back

- **la prothèse de MARTIN et THORNHILL**

Les auteurs rapportent 59 cas d'implants glénoïdiens non scellés avec un platine metal-back recouverte de plasma-spray (Kirshner IIC) et munie de deux vis pour assurer la fixation primaire(121). Entre 1989 et 1991 59 implants sont posés et revus avec un recul moyen de 42 mois. Une fracture de platine et d'une vis est observée nécessitant une reprise et une autre fracture de vis est resté asymptomatique. Un liséré non évolutif est retrouvé dans 29% des cas. Aucun réel défaut d'ancrage ou d'usure du polyéthylène n'est déploré à ce recul.

- **la glène de RANDELLI (LIMA-LTO)**

RANDELLI propose une glène originale avec une platine metal-back revêtue d'hydroxyapatite fixée à la glène par un plot d'ancrage central creux et ajouré qui peut être rempli d'os spongieux. Une fixation complémentaire par deux vis supérieure et inférieure vient neutraliser les forces en rotation autour de l'axe du plot central.

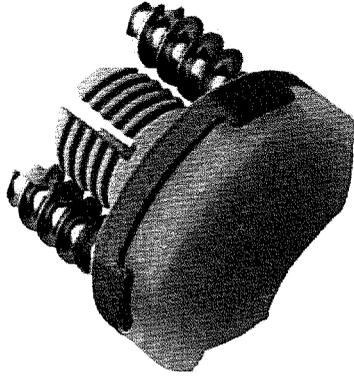


Figure n°30 : Glène de RANDELLI

- **La glène UNIVERS 3-D de HABERMAYER (ARTHREX)**

L'embase métallique dispose de deux picots destinés à empêcher toute rotation. L'embase est vissée au moyen d'une vis creuse longue de 12mm et de 13mm de diamètre. Cette vis est munie sur son pourtour du filetage de fentes qui permettent la croissance d'os spongieux à l'intérieur. L'insert polyéthylène est clipsé sur l'embase.

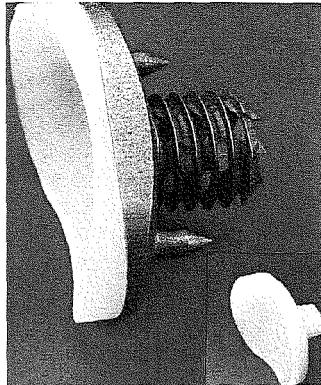


Figure n°30b: la glène Univers 3D

Nous citerons également pour mémoire la glène non cimentée NOTTHINGAM (Biomet) qui reproduit la glène de COFIELD.

B. Les prothèses semi-contraintes

Dans un souci de trouver un compromis entre les prothèses non contraintes et les prothèses contraintes, plusieurs auteurs développent, notamment pour s'opposer à la subluxation humérale supérieure, ce que NEER appelle les prothèses semi-contraintes.

Ainsi, AMSTUTZ (4), NEER(135) et GRISTINA (84) surdimensionnent vers le haut leur pièce glénoïdienne pour augmenter la couverture de la tête prothétique. ELLMANN (54) publie une série de 18 prothèses de AMSTUTZ (DANA prosthesis « hooded version ») chez des patients atteints de « cuff tear arthropathy » ou de rupture de coiffe irréparable avec seulement 50% de résultats satisfaisants. BROWNLEE et COFIELD(32) démontrent en 1986 que ces glènes ne présentent aucun avantage dans le traitement des arthropathies à coiffe détruite dans la mesure où les amplitudes articulaires sont plus faibles et qu'il existe plus de problèmes liés à l'instabilité qu'avec des glènes conventionnelles.

- **la prothèse ENGLISH-McNAB**

La prothèse non cimentée d' ENGLISH-McNAB est développée et implantée au cours d'un essai clinique limité en 1976. Le composant glénoïdien est entièrement revêtu d'une surface poreuse dont la fixation primaire est assurée par une patte à appui acromial et de vis divergentes pour le pilier de l'omoplate et pour l'apophyse coracoïde. L'insert en polyéthylène est muni d'une expansion supérieure qui couvre la tête prothétique. Les résultats sont rapportés en 1987 par McELWAIN et ENGLISH (115) pour 13 patients sur les 21 opérés. Le recul moyen est de 37 mois. Les auteurs font état d'un cas de défaut d'ancrage ayant nécessité une reprise chirurgicale sans précision sur le type de reprise effectué ni sur le résultat de cette reprise. Par ailleurs, de nombreuses zones radio transparentes (46%) sont notées autour des vis d'ancrage avec migration de la glène, sans retentissement clinique. Dans cinq cas, il est observé un remodelage osseux autour de la glène, à prédominance supérieure et inférieure.

FALUDI et WEILAND (56) rapportent des résultats similaires chez 13 patients avec seulement 75° d'abduction active après mise en place d'une prothèse de ENGLISH-McNAB et 25% de lésés glénoïdiens. WEISS (192) rapporte les résultats de 9 prothèses ENGLISH-McNAB avec un seul cas présentant un lésé péri glénoïdien non évolutif avec un recul moyen de cinq ans.

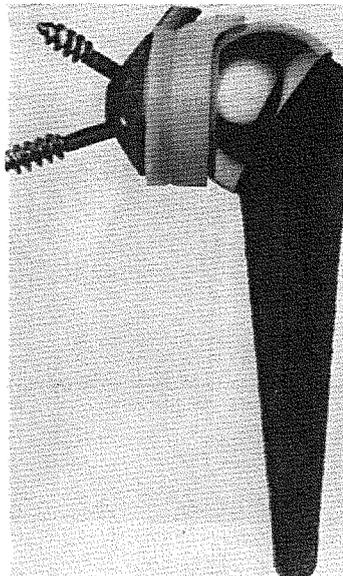


Figure n°31 : la prothèse ENGLISH-McNAB

- **La prothèse à appui acromio-coracoïdien de APOIL**

Pour éviter l'ascension de la tête et améliorer la fixation de l'implant glénoïdien, APOIL(7) conçoit une pièce glénoïdienne en polyéthylène qui présente une expansion postéro-supérieure vers l'acromion et une expansion antérieure vers la coracoïde à laquelle elle est fixée par une vis.

- **la prothèse de MAZAS et De La CAFFINIÈRE**

MAZAS et De La CAFFINIÈRE développent un implant glénoïdien cimenté et fixé par deux plots d'ancrage dans la glène et dans l'acromion. L'idée est de trouver un appui supplémentaire sous l'acromion pour augmenter la surface d'appui du composant glénoïdien. Les auteurs préconisent une voie d'abord postérieure sacrifiant le muscle supra-épineux du fait de l'encombrement. Les résultats de cette

première génération d'implant (32 cas revus avec un recul de 1 à 6 ans) sont rapportés par MAZAS (125). 29 épaules sont peu ou pas douloureuses à la révision et l'élévation antérieure active est supérieure à 90° dans 13 cas, inférieure à 60° dans 14 cas. Le taux d'échec est élevé avec 14 réinterventions. L'auteur déplore 9 cas de luxations antéro-supérieures ; dans ces 9 cas, la coiffe était toujours rompue et n'avait pas été réparée. Pour MAZAS, l'existence d'une rupture massive de la coiffe est une contre-indication à l'utilisation de sa prothèse.

Une deuxième génération d'implant, moins encombrants, est disponible depuis 1986. Les deux zones d'appui sur la glène et sous l'acromion sont prévues pour être simultanément vissées et scellées. La partie glénoïdienne reçoit un insert en polyéthylène qui est maintenu par une vis. Les résultats sur la douleur sont satisfaisants (90% de bons et très bons résultats) mais la mobilité reste faible (élévation moyenne à 100°, 50% de patients avec élévation supérieure à 100°) et le taux de descellement élevé (15% à 5 ans de recul).

- **La prothèse EPOCA de HERTEL(ARGOMEDICAL)**

La glène de HERTEL est semi-contrainte, indiquée lorsque la coiffe des rotateurs est déficiente. Elle présente une expansion supérieure qui recentre la tête et restaure le centre de rotation.

La fixation est assurée par des vis (diamètre 3.5mm) dans la glène, l'acromion et l'apophyse coracoïde. Le support métal-back possède un revêtement hydroxyapatite et accueille un insert polyéthylène. Les résultats de cet implant n'ont pas encore été diffusés.



Figure n° 32: La glène EPOCA de HERTEL

C. Les prothèses contraintes

Les prothèses contraintes sont des implants dont le centre de rotation est fixe pour s'opposer à l'ascension de la pièce humérale lorsque la coiffe des rotateurs est rompue. Elles restituent la mobilité sous l'action isolée du deltoïde.

En fonction du nombre d'éléments qui compose la prothèse contrainte, HUTTEN (94) distingue :

- les prothèses à deux éléments qui comprennent deux pièces sphériques, l'une pleine et l'autre creuse avec un seul centre de rotation. Dans ce groupe on retrouve les prothèses de disposition anatomique, avec une pièce sphérique pleine sur le versant huméral et les prothèses de disposition inversée où la pièce sphérique pleine est fixée sur la glène.
- les prothèses à trois éléments qui font intervenir une pièce intermédiaire entre la pièce glénoïdienne et la pièce humérale.

1. Les prothèses de disposition anatomique

Elles sont formées d'un implant sphérique sur le versant huméral et d'une cupule rétentive sur le versant glénoïdien.

- **la prothèse de BICKEL**

C'est l'exemple même de la transposition à l'épaule des principes de CHARNLEY. Il s'agit d'un implant monobloc possédant une tête de petit diamètre s'articulant avec un large implant glénoïdien cimenté dans la scapula.

COFIELD (38) rapporte de nombreuses complications : fractures de la glène, descellement glénoïdien, fracture de la prothèse et luxation qui ont conduit à un taux de reprise de 50% à 5 ans.



Figure n°33 : la prothèse de BICKEL

- **la prothèse de STANMORE**

En 1969, LETTIN et al. mettent au point une prothèse contrainte. Un implant huméral en chrome-cobalt est composé d'une tige cimentée, reliée à une tête sphérique de 21 mm par un col de 9 mm. La tête s'articule avec une glène métallique cimentée. Elle présente trois plots d'ancrage, deux vers le pied de la coracoïde et un long dans le pilier de la scapula (109). Elle est ensuite modifiée en médialisant l'axe de rotation, en ajoutant un anneau rétentif à la cupule et en allongeant les plots d'ancrage. LETTIN (109) rapporte une série de 50 cas avec des résultats « inconstants et décevants » qui ont conduit à l'ablation de la prothèse dans 10 cas.



Figure n°34 : la prothèse de STANMORE

- **la prothèse MICHAEL REESE**

Pour faire face au problème de fixation des prothèses contraintes, POST (152) développe un implant (Michael Reese Total Shoulder). La tête humérale sphérique vient s'emboîter avec un insert polyéthylène pris dans un implant métallique. Cet implant métallique est cimenté dans la glène osseuse et une fixation complémentaire est assurée par deux vis. L'ensemble du montage est rendu rétentif par un anneau vissé. Les résultats publiés après 13 ans d'utilisation font état de 47 complications dont 7 descellements de glène sur 101 arthroplasties (154).



Figure n°35 : la prothèse de Michael REESE

- **la prothèse BME de ZIPPEL**

Développée par ZIPPEL (199) en 1973, elle est composée d'un large implant glénoïdien vissé et cimenté qui s'articule avec un implant huméral métallique dont la tête est retenue dans la pièce glénoïdienne par une bague. ROMANO (163) rapporte une série de 9 cas avec des résultats jugés bon sur la douleur avec un seul cas de descellement. Selon POST (153), cette prothèse aurait été abandonnée pour des problèmes de descellement liés à l'importante résection osseuse nécessaire pour placer l'implant glénoïdien.

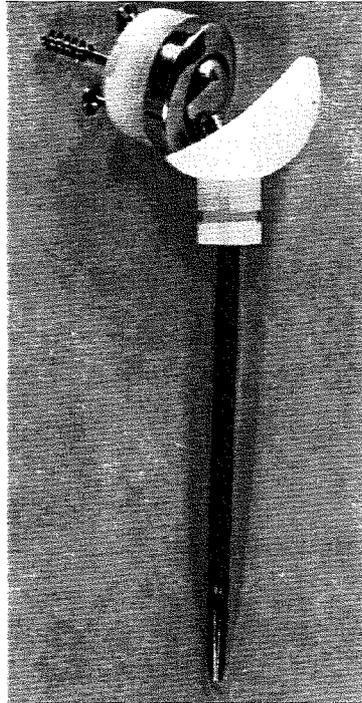


Figure n°36 : la prothèse BME de ZIPPEL

- **la prothèse de LAURENCE**

LAURENCE (108) utilise une prothèse dérivée de l'arthroplastie de hanche dont la tige humérale s'articule avec une large cupule hémisphérique cimentée qui trouve appui sur l'acromion, l'apophyse coracoïde et la glène. L'auteur rapporte une série de 38 cas en 1991 avec un recul moyen de 6,8 ans. L'épaule est peu ou pas douloureuse à la révision dans 80% des cas avec en moyenne 76° d'abduction et 81° d'élévation antérieure. 6 complications sont déplorées dont un descellement glénoïdien.

2. Les prothèses de disposition inversée

Contrairement aux précédentes, la pièce sphérique est fixée sur la glène et la cupule sur le versant huméral. Cette disposition permet, en théorie, une meilleure mobilité et une répartition des contraintes entre la pièce humérale et la pièce glénoïdienne.

- **prothèse de NEER-AVERILL**

De 1970 à 1974, NEER et AVERILL imaginent trois modèles successifs de prothèses contraintes(138). Le premier est un prototype utilisant le même principe que celle de BICKEL.

Le deuxième modèle (Mark II) introduit la notion de prothèse inversée, avec un implant glénoïdien sphérique de grand diamètre cimenté qui s'articule dans une pièce humérale concave. Dans le dernier modèle (Mark III), NEER réduit le diamètre de la sphère, modifie le système d'ancrage dans la scapula et crée un mécanisme de rotation axiale dans l'implant huméral avec une tige métallique mobile dans un fourreau de polyéthylène. Malgré toutes ces évolutions, le auteurs se sont heurtés au descellement précoce de l'implant glénoïdien et NEER a abandonné les prothèses contraintes en 1974.

- **la prothèse inversée de REEVES**

En 1972, REEVES étudie les forces de traction et d'arrachement au niveau de la glène et teste in vitro trois types de prothèses. Les meilleurs résultats sont obtenus avec une articulation prothétique de disposition inversée, avec l'implant sphérique fixé dans la scapula. Cette prothèse n'a pas dépassé le stade expérimental (156,157).

- **prothèse de KOLBEL**

En gardant le principe de la prothèse inversée, KOLBEL (103) met au point un implant glénoïdien non scellé qui s'appuie sur le pied de l'épine de la scapula par deux volumineuses pattes. Une autre version existe avec deux pattes supplémentaires s'accrochant de part et d'autre du pilier de la scapula. La mobilité de la prothèse est limitée à 90°. Au-delà, un mécanisme de bascule de l'implant glénoïdien est prévu pour éviter l'arrachement de la glène. L'application clinique n'a pas permis de confirmer les avantages théoriques de cette prothèse qui en est resté au stade expérimental.



Figure n°37 : la prothèse de KOLBEL

- **la prothèse de KESSEL**

KESSEL élabore une prothèse inversée avec un implant glénoïdien vissé directement dans la scapula par l'intermédiaire d'une grosse vis centrale solidaire de la sphère. Ce concept est repris plus tard par BAILEY (14) pour fixer la cupule de sa prothèse anatomique. La tige humérale de KESSEL est en polyéthylène et cimentée. BROSTÖM (31) retrouve 100% de liserés glénoïdiens à 1 an sur une série de 23 prothèses dont 19 cas de polyarthrite rhumatoïde. Les résultats sur la douleur sont bons une fois sur deux et l'intervention est sans effet sur les mobilités actives. Le

problème de la fixation glénoïdienne n'est donc pas résolu avec la vis de KESSEL et l'auteur propose l'adjonction de ciment quand le capital, osseux est insuffisant.

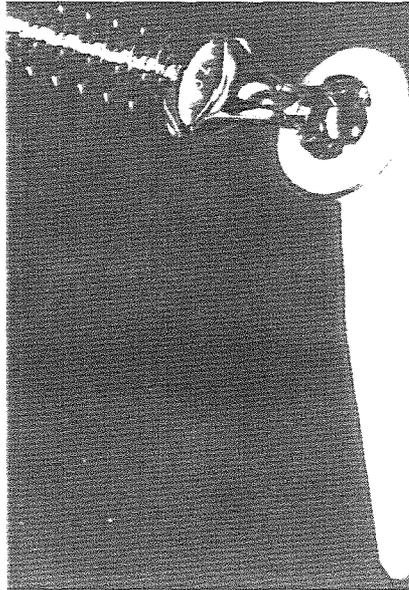


Figure n°38 : la prothèse de KESSEL

- **la prothèse « JEFFERSON » de FENLIN**

En 1975, FENLIN (58) présente un implant inversé avec sur le versant glénoïdien une sphère de gros diamètre en polyéthylène qui s'articule avec une cupule métallique. L'ancrage dans la scapula est confié à un plot dirigé dans la col vers le pied de la coracoïde et à une longue tige qui descend dans le pilier, le tout étant cimenté. Les résultats initiaux furent encourageants mais l'évolution fut marquée par un taux élevé de descellement, des ruptures de matériel et des problèmes de stabilité.

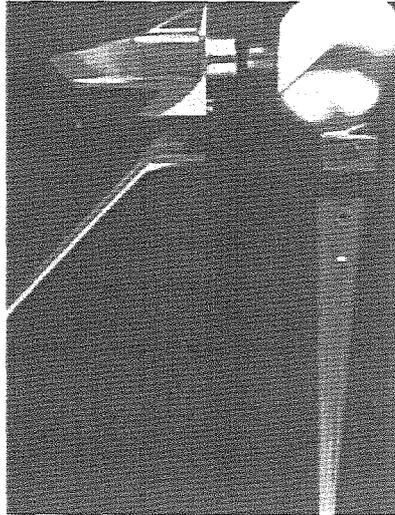


Figure n°39 : la prothèse « JEFFERSON » de FENLIN

- **la prothèse de GERARD et LANNELONGUE**

En 1972, les équipes de Reims et de Tours développent en commun une prothèse inversée dont le versant glénoïdien est formé d'une sphère solidaire d'une vis qui s'ancre dans la scapula en s'appuyant sur un socle métallique lui-même fixé par deux vis. La cupule en polyéthylène est semi-rétentive et montée sur une tige diaphysaire cimentée (74,75).

- **la prothèse LIVERPOOL de BEDDOW (15)**

Cette prothèse est formée d'implants dérivés de la prothèse de hanche qui sont positionnés de façon inversée avec une tige cimentée pénétrant dans la pilier de la scapula et une cupule cimentée sur l'extrémité supérieure de l'humérus. L'utilisation de cette prothèse est restée anecdotique.



Figure n°40 : la prothèse LIVERPOOL

- **la prothèse de GRAMMONT**

GRAMMONT(81) , constatant les échecs des autres prothèses ne veut pas appliquer à l'épaule les « recettes » de la prothèse de hanche. Il met au point une prothèse qui médialise le centre de rotation augmentant ainsi le bras de levier du deltoïde, véritable moteur de la prothèse. Après essai de plusieurs prototypes, la mise en place de la prothèse définitive DELTA 3 est débutée en 1991. Elle est composée de cinq éléments principaux : la métaglène qui correspond au socle de fixation glénoïdien, la sphère glénoïdienne ou glénosphère, la tige humérale, l'épiphyse humérale et la cupule.

La métaglène est un disque métallique comportant un tube central qui pénètre dans l'os. Sa surface d'ancrage et la périphérie du cylindre présentent un revêtement d'hydroxyapatite. Elle est fixée dans la glène par quatre vis divergentes. Les quatre orifices de la métaglène ainsi que les têtes de vis sont filetés pour permettre le blocage et la mise en compression.

La glénosphère vient coiffer la métaglène en s'emboîtant sur le cône morse formé par la périphérie de la métaglène et une vis centrale permet la compression et le verrouillage du système.

Côté huméral, la prothèse est formée d'une tige cimentée ou non sur laquelle vient se visser l'implant épiphysaire dans laquelle vient s'enclaver la cupule humérale en polyéthylène.

SIRVEAUX (172) rapporte en 2001 les résultats d'une étude multicentrique de 77 prothèses de GRAMMONT dans l'arthropathie d'épaule à coiffe détruite avec un recul moyen de 44,5 mois. Les résultats sont bons sur la douleur avec 96% d'épaules peu ou pas douloureuses.

Les complications sont à type de 3 descellements glénoïdiens avec liseré progressif et mobilisation de l'implant, 20 cas de liserés stables sans mobilisation et 50 cas de d'encoches du pilier de l'omoplate correspondant à un conflit entre la partie proximale de l'implant huméral et le pilier. Cette encoche est limitée au pilier dans 27 cas mais va au contact ou au-delà de la vis inférieure dans les 23 autres, influençant alors péjorativement le score de CONSTANT de façon significative. Cette dernière complication est la plus préoccupante pour l'avenir et nécessitera une évaluation à plus long terme.

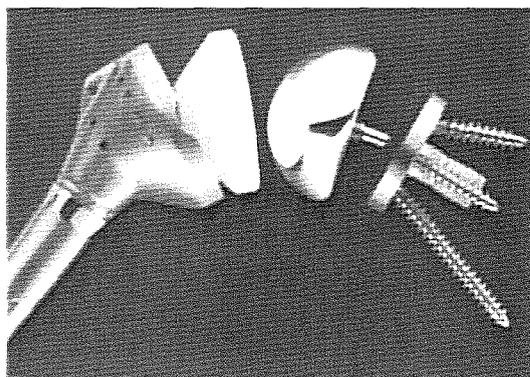


Figure n°41 : la prothèse de GRAMMONT

3. Les prothèses à trois éléments

- **la prothèse à cupule flottante de BUECHEL**

L'implant glénoïdien de cette prothèse est formé d'une plaque fixée par deux plots cimentés dans la glène. Cette plaque est solidaire d'une sphère métallique à laquelle elle est reliée par un col étroit. La sphère glénoïdienne s'emboîte dans une deuxième sphère en polyéthylène mobile dans l'extrémité supérieure de l'humérus (33).

- **la prothèse trisphérique de GRISTINA**

GRISTINA (82) cherche un système qui améliore la mobilité en diminuant les contraintes. Il imagine un système complexe faisant intervenir trois sphères : une sphère solidaire de la glène, une sphère solidaire de l'humérus et une troisième, intermédiaire, en polyéthylène dans laquelle s'emboîtent les deux premières. Ce type d'implant original n'a pas permis d'obtenir les résultats escomptés et a été abandonné pour des problèmes de rupture du matériel et de luxation intra-prothétique.

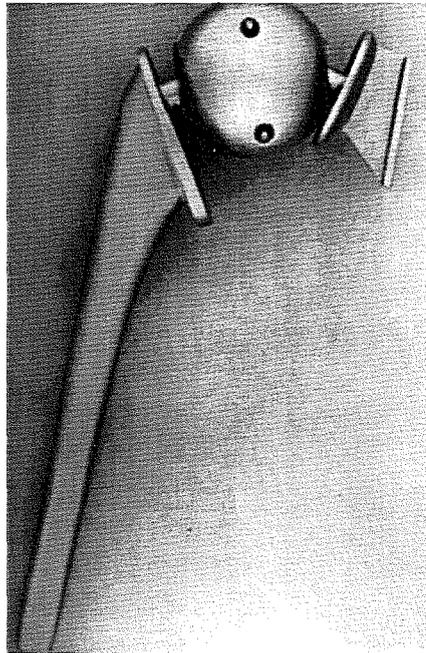


Figure n°42 :la prothèse de GRISTINA

ANATOMIQUES	
Cimentées	KENMORE
	St GEORG
	NEER
	DANA
	GRISITINA
	BURKHEAD
	WORLAND Bi-angular
	BIO-MODULAR
	AEQUALIS
	ANATOMICA
	BIGLIANI et FLATOW
Non cimentées	
A frottement dur	BAILEY
	BURKHEAD
	COPELAND
	ROPER-DAY
A surface réhabitable	COFIELD
	AEQUALIS
	MARTIN-THORNHILL
	ANTHEOR
	RANDELLI
	UNIVERS 3D

Tableau n°4 : Récapitulatif des prothèses anatomiques (non exhaustif)

SEMI-CONTRAINTE	ENGLISH-McNAB
	APOIL
	MAZAS et De La CAFFINERE
	EPOCA de HERTEL

Tableau n° 5: Récapitulatif des prothèses semi-contraintes (non exhaustif)

CONTRAINTES	
Disposition anatomique	BICKEL
	STANEMORE
	MICHAEL REESE
	BME (ZIPPEL)
	LAURENCE
Disposition inversée	NEER-AVERILL
	REEVES
	KOLBEL
	KESSEL
	FENLIN
	GERARD et LANNELONGUE
	LIVERPOOL
	GRAMMONT (DELTA)
A trois éléments	BUECHEL
	GRISTINA

Tableau n° 6: Récapitulatif des prothèses contraintes (non exhaustif)

DEUXIEME PARTIE

Faut-il resurfacier la glène?

La mise en place d'un implant glénoïdien dans la prise en charge par arthroplastie d'une pathologie dégénérative de l'épaule reste un élément controversé.

NEER (132) après avoir développé sa prothèse humérale simple pour les fractures a progressivement étendu les indications d'hémiarthroplastie à l'arthrose, l'ostéonécrose aseptique et à la polyarthrite rhumatoïde. Malgré une amélioration spectaculaire de la douleur et de la fonction, certains patients gardaient une fatigabilité et une perte de force (133). La mise au point de l'implant glénoïdien cimenté ouvra l'ère de l'arthroplastie totale avec pour but la restauration d'un meilleur point d'appui, augmentant la force et améliorant la stabilité mécanique(162). Dès lors, les indications se sont élargies à toute la pathologie dégénérative de l'articulation glénohumérale à l'exclusion des sepsis, des épaules paralytiques avec perte de fonction de la coiffe associée à une atteinte du deltoïde(135). Néanmoins, certains auteurs préfèrent l'hémiarthroplastie devant les doutes sur la longévité et les complications potentielles des implants glénoïdiens (27).

I. Pourquoi resurfer la glène ?

Si l'on veut cerner les indications du remplacement prothétique de la glène, il faut comparer les résultats des séries disponibles dans la littérature. L'analyse en fonctions des pathologies traitées permet d'étudier des groupes de patients plus homogènes et d'affiner ainsi au mieux les indications.

A. Hémiarthroplastie et prothèse totale dans l'omarthrose primitive.

LEVINE et al (112) ont étudié les résultats de l'hémiarthroplastie dans l'omarthrose centrée primitive et secondaire en fonction du type de glène. Ils distinguent les types I (glènes concentriques) des types II (glènes non concentriques). Au recul moyen de 29 mois, il apparaît que les résultats sont comparables entre les omarthroses primitives et secondaires. En revanche, les résultats sont significativement moins bons dans le groupe à glènes non concentriques (86% de résultat satisfaisant dans le type I contre 63% dans le type II). Les différences sont surtout observées sur l'élévation antérieure active et la rotation externe active. Sur la base de ces constatations, les auteurs pensent que le statut préopératoire de la glène

est un élément important à prendre en considération sachant que les résultats sont moins bons en cas de glène type II.

La comparaison entre prothèse totale et prothèse humérale dans l'omarthrose à coiffe intacte et glène concentrique a été faite par GARTSMAN (72) au cours d'une étude prospective randomisée. Les données de 27 prothèses totales d'épaule et de 24 hémiarthroplasties sont comparées avec un recul moyen de 35 mois. Les résultats sont en faveur du resurfaçage de la glène de façon statistiquement significative sur la douleur ($p < 0,0005$) et la rotation interne ($p = 0,003$) et de façon non significative en terme de satisfaction du patient, de la fonction et de la force. Trois reprises ont été nécessaires pour totalisation dans le groupe hémiarthroplasties du fait d'une érosion glénoïdienne contre aucune dans le groupe prothèse totale au plus grand recul, annulant le surcoût observé pour les prothèses totales.

La plus importante série publiée à ce jour comparant les résultats des hémiarthroplasties à ceux des prothèses totales en fonction de la morphologie de la glène dans l'omarthrose primitive centrée revient à BOULAHIA et KEMPF (25). Les glènes sont classées selon WALCH (187).

Dans la **glène concave (A1 ou A2)**, la prothèse totale a apporté un résultat supérieur à celui de la prothèse humérale simple sur le gain absolu du score de CONSTANT ($p = 0,026$), sur l'élévation antérieure active ($p = 0,001$), la rotation externe active ($p = 0,003$) et l'indice de satisfaction des patients ($p = 0,03$). Le taux de complication était statistiquement identique ($p = 0,9$).

Dans les **glènes biconcaves (B1 ou B2)**, les résultats étaient identiques sur la douleur ($p = 0,5$), le gain du score de CONSTANT ($p = 0,9$). En revanche, le gain de mobilité en élévation antérieure active était plus important avec les prothèses totales ($p = 0,01$) mais le taux de complication était plus important soit 15,3% contre 10,5% avec les prothèses humérales simples ($p = 0,8$).

Quelle que soit l'option choisie, les complications étaient statistiquement plus importantes dans les glènes biconcaves ($p = 0,0017$), dominées par les instabilités postérieures survenues sur les glènes B2 (subluxation postérieure de la tête humérale).

Ces résultats posent le problème de la conduite à tenir devant une usure postérieure de la glène lorsqu'on a choisi de la resurfacier. Dans la majorité des cas, un fraisage antérieur de la glène permet de corriger l'anomalie architecturale mais parfois une greffe est nécessaire. STEINMANN et COFIELD retrouvent un taux de

3.3% de greffe sur une série continue de 953 patients. Ces rares indications concernent les cas où un fraisage asymétrique ne permet pas de réorienter la glène ou quand une usure significative est associée à une subluxation de la tête humérale (179).

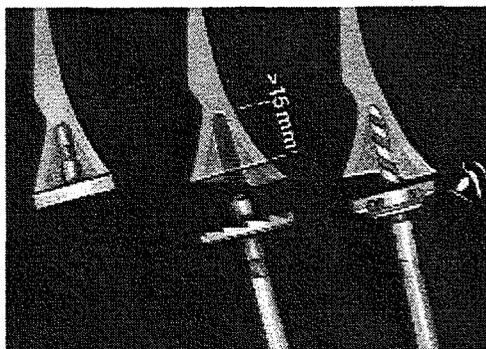


Figure n°43 : Fraisage antérieur de la glène

NEER et MORRISON (137) ont décrit la technique de reconstruction de la glène par greffe osseuse. HILL et NORRIS (91) ont récemment rapporté leur expérience à propos de 17 cas de greffe osseuse de la glène avec mise en place associée d'un implant, revus à long terme (recul moyen de 70 mois). Sur l'ensemble de la série ils retrouvent un taux inquiétant de 17,6% de pseudarthrose ou de lyse de la greffe, de 29% de reprise pour descellement de la glène et 47% de résultats étaient considérés comme non satisfaisant selon les critères de NEER. Si l'on ne regarde que les cinq cas de greffe postérieure dans le cadre d'une omarthrose centrée le taux d'échec monte à 20%. Ce taux s'élève à 30% pour BOULAHIA et KEMPF(25). La greffe osseuse de la glène apparaît comme un geste techniquement difficile, particulièrement dans les défauts postérieurs et qui dans les suites est grevé d'un taux élevé d'échec de la glène prothétique (usure du polyéthylène, descellement). Ces résultats doivent inciter à la prudence quant à l'association d'une greffe osseuse et d'un resurfaçage de la glène.

Néanmoins, la greffe combinée à la restauration d'un bon équilibre ligamentaire permet en général, selon HILL et NORRIS(91), de retrouver une orientation glénoïdienne anatomique et de corriger la subluxation postérieure. BOULAHIA et KEMPF(25) analysent sur des scanners de contrôle post-opératoires le degré de rétroversion de la glène. Ils trouvent qu'une rétroversion de la glène supérieure à 20°

s'accompagne dans 86% des cas d'une persistance de la subluxation postérieure alors que le pivot huméral reste centré dans 84% des cas si elle est inférieure à 20°.

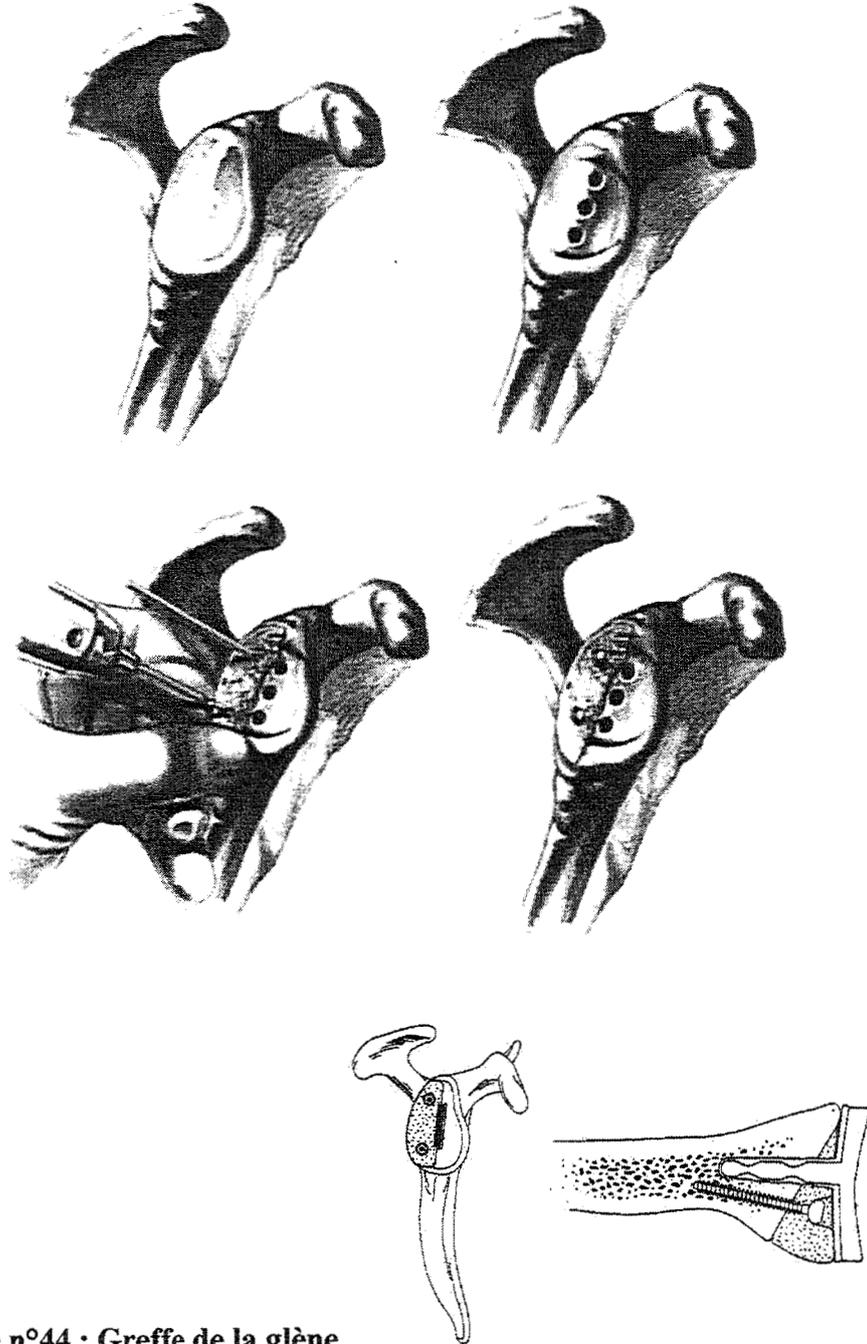


Figure n°44 : Greffe de la glène

Les **glènes dyplasiques (type C)** sont rares. Leur prise en charge n'a fait l'objet, à notre connaissance que de deux publications. BOULAHIA et KEMPF(25) rapportent les résultats d'une série de 21 cas (17 prothèses totales et 4 prothèses humérales). Bien que l'hémiarthroplastie donne des résultats satisfaisants, ceux des prothèses totales sont meilleurs.

BOULAHIA et KEMPF	Prothèse totale (n=17)	Hémiarthroplastie (n=4)
CONSTANT (100 points)	74	56
Élévation ant active	148°	135°
Rotation ext	43°	36°
Résultat subjectif	80% TC 20% C	50% TC 25% C

TC=Très content C=Content

Tableau n°7 : Résultats dans l'omarthrose centrée(24).

Ces résultats sont confirmés par ceux de SPERLING (178) lors de la révision de 7 prothèses sur glène dysplasique (3 prothèses totales et 4 hémiarthroplasties) avec un recul moyen de 7.3 ans.

SPERLING	Prothèse totale (n=3)	Hémiarthroplastie (n=4)
Élévation ant active	155°	143°
Rotation ext	46.6°	51°

Tableau n°8 : Résultats dans l'omarthrose centrée (178).

Le taux de reprise est élevé dans le groupe hémiarthroplastie puisque 3 ont été reprises dans un intervalle moyen de 23 mois, pour totalisation après érosion de la glène osseuse devenue symptomatique.

Au vu de la littérature, une prothèse totale est indiquée dans l'omarthrose primitive en cas de glène concave (type A) et de glène dysplasique (type C) soit dans

56% des cas selon la distribution des types de glène dans la classification de WALCH.

En présence d'une glène biconcave (44% des cas), l'attitude paraît plus nuancée. Pour BOULAHIA et KEMPF(25), les résultats cliniques ne sont pas statistiquement différents entre la prothèse humérale et la prothèse totale. La prothèse humérale peut laisser persister une subluxation postérieure, responsable d'une aggravation significative de l'usure périphérique. Si un resurfaçage est choisi, il faut absolument réduire la subluxation postérieure en retrouvant une rétroversion de la glène inférieure à 20° et procéder à un « release » adéquat pour obtenir une balance ligamentaire équilibrée. Si la rétroversion n'est obtenue qu'au moyen d'une greffe osseuse le taux de complication glénoïdienne s'élève entre 20% et 30%.

Quand une orientation correcte de la glène peut être obtenue sans greffe (fraisage asymétrique) une prothèse totale est indiquée.

B. Hemiarthroplastie et prothèse totale dans l'arthrite rhumatoïde

BELL et GSCHWEND (16) au cours d'une étude de 28 prothèses dans différentes indications analysent les résultats de 6 prothèses totales et 11 hémiarthroplasties implantées pour arthrite rhumatoïde. Ils démontrent la supériorité de la prothèse totale sur l'obtention d'un bon résultat, en particulier sur la douleur, l'élévation antérieure et la satisfaction des patients.

En revanche, CLAYTON (37) ne trouve pas de différence entre les deux. Le point clé de la discussion semble être l'état de la coiffe des rotateurs. Dans les séries à coiffe intacte les résultats sont en faveur de la prothèse totale (147,16) alors que lorsque la coiffe est déficiente la prothèse humérale obtient les meilleurs résultats. (98,120)

LEVIGNE (111) précise les indications en fonction de l'état de la coiffe des rotateurs après analyse des résultats d'une série de 179 prothèses dans l'arthrite rhumatoïde. Dans les cas de rupture associée des supra et infraspinatus, de dégénérescence graisseuse de l'infraspinatus stade III ou IV de GOUTALLIER (80) ou d'espace acromio-huméral inférieur ou égal à 3mm, la prothèse humérale simple est indiquée, donnant de meilleurs résultats cliniques plus stables dans le temps.

Dans les cas de rupture isolée du supraspinatus ou de dégénérescence graisseuse stade II de l'infraspinatus le débat reste ouvert. L'auteur préconise la prudence en recommandant d'opter pour l'hémiarthroplastie. En revanche, dans les cas de coiffe continente ou de rupture partielle de la face profonde, même dans les cas où l'espace sous-acromial est compris entre 4 et 7 mm, les résultats sont en faveur d'une prothèse totale mais de façon non significative.

C. Hémiarthroplastie et prothèse totale dans l'ostéonécrose aseptique

Les indications opératoires sont classiquement guidées par le stade de la nécrose selon la classification de CRUESS(49,50).

Le stade I, infra-radiologique, n'est pas chirurgical. Le stade II doit faire l'objet d'un traitement médical et l'indication prothétique ne doit être envisagée que chez le sujet qui n'est pas soulagé par le traitement médical.

Dans le stade III, la fracture sous-chondrale marque un tournant évolutif irréversible. Là encore le traitement médical de première intention doit être préconisé. La prothèse trouve sa place en deuxième intention. L'indication de choix dans les stades II et III réside en l'hémiarthroplastie puisque le processus pathologique est limité à la tête humérale, sans altération de l'interligne glénohuméral.

Le stade IV pose le plus de problème d'indication. Pour NOVÉ-JOSSERAND (141) l'âge avancé, une raideur préopératoire, l'association d'une rupture de la coiffe et le collapsus osseux associé à une impaction-médialisation de la tête sont des facteurs de mauvais pronostic pour la prothèse humérale simple et doivent faire préférer la prothèse totale. En revanche, chez un patient jeune avec une épaule encore souple malgré la nécrose et le collapsus, une prothèse humérale simple est indiquée.

Au stade V, la situation est celle d'une omarthrose avec altération du cartilage glénoïdien faisant préférer a priori une prothèse totale.

D. Hémiarthroplastie et prothèse totale dans les arthroses avec rupture massives et non réparables de la coiffe

Pour RODOSKY et BIGLIANI(162) les résultats de l'hémiarthroplastie sont meilleurs que ceux de la prothèse totale quand la coiffe est déficiente. Depuis FRANKLIN(64) l'hémiarthroplastie est en effet considérée comme la meilleure solution dans les arthropathies à coiffe détruite puisqu'une relation de cause à effet entre le descellement glénoïdien et l'ascension de la tête humérale a été montrée. C'est le mécanisme du « cheval à bascule » ou « rocking horse effect ». En fonction des équipes, le choix se fait entre l'utilisation d'une tête de petit diamètre, laissant place à une réparation de la coiffe, ou une tête volumineuse s'articulant sous la voûte coraco-acromiale sans réparation de la coiffe. POLLOCK et al (150) ont choisi d'utiliser une hémiarthroplastie ou une arthroplastie totale en essayant de couvrir au maximum la prothèse avec la coiffe restante. A l'analyse des résultats, les auteurs concluent à la supériorité de l'hémiarthroplastie sur la prothèse totale.

	Prothèse totale	Hémiarthroplastie
% épaules peu ou pas douloureuse	91%	95%
Elévation ant passive post-op	130°	153°
Elévation ant active	82°	112°
Rot externe passive	40°	46°
% atteignant l'horizontale	36%	79%
Durée opératoire	3,5 heures	2,5 heures
Durée d'hospitalisation	20 jours	13,1 jours

Tableau n°9 : Comparaison des prothèses totales et des hémiarthroplasties dans les arthropathies à coiffe rompue (150)

Pour FENLIN (60) le résultat de l'hémiarthroplastie à grosse tête est bon sur la douleur avec un gain de mobilité qui reste modeste. Dans sa série, 12 patients sont satisfaits de l'intervention avec un gain de mobilité de seulement 28° en élévation antérieure active et de 14° en rotation. Tous les patients sont soulagés par l'intervention et améliorent leur capacité fonctionnelle malgré le faible gain en

mobilité. OUDET et al (145) rapportent une série de 66 prothèses mises en place pour omarthrose avec rupture de coiffe massive et non réparable de la coiffe avec un recul moyen de 45 mois (60 prothèses humérales et 6 prothèses totales. Les résultats sont résumés dans le tableau suivant

	Prothèses totales		Hémiarthroplasties	
	Score	Gain	Score	Gain
Douleur post-op (15 points)	12	11.2	10.4	6.6
Activité post-op (20 points)	9.2	5	12.6	6
Mobilité post-op (40 points)	15.7	7.3	20.3	6.5
Force post-op (25 points)	5.4	2.4	2.8	0.2
Score CONSTANT post-op (100 points)	41.3	25.5	46	19
EAP post-op	125°	57°	129°	11°
EAA post-op	96°	43°	96°	18°
RE1 A post-op	22°	15°	22°	19°

Tableau n°10 : Résultats dans l'omarthrose à coiffe rompue (145)

En comparant les différents gains entre hémiarthroplasties et prothèses totales, seul le gain douleur est significativement plus élevé dans les prothèses totales, réserve faite de la grande disparité des effectifs. De ce fait, les auteurs préconisent dans cette indication la prothèse humérale simple à la prothèse totale compte tenu de l'incertitude liée à l'avenir de l'implant glénoïdien. Néanmoins, on remarque que l'évolution des glènes cimentées dans cette série est satisfaisante avec seulement un descellement certain (score liséré à 13 selon MOLÉ) et un descellement possible (score liséré à 8). Le risque élevé de descellement évoqué par FRANKLIN (64) ne se confirme pas avec pourtant un recul moyen de 45 mois.

Le but d'une hémiarthroplastie dans cette indication est antalgique et limité « limited goal prosthesis »(135). Néanmoins ces résultats sont souvent insuffisants et d'autres auteurs préfèrent utiliser dans cette indication une prothèse inversée (57).

E. Hémiarthroplastie et prothèse totale dans les séquelles de fractures

Une étude complète des résultats de l'arthroplastie dans les séquelles de fractures a été menée pour le Congrès de Nice 2001 en fonction de la classification mise au point par BOILEAU (18).

Dans le type I (collapsus de la tête humérale ou nécrose) 71 prothèses totales et 66 hémiarthroplasties ont été implantées. Elles ont été évaluées avec un recul moyen de 44 mois. Les résultats sont supérieurs avec la prothèse totale en terme de score de CONSTANT. Trois cas d'érosion glénoïdienne (4.5%) ont été observés après hémiarthroplastie dont une à nécessité un resurfaçage secondaire. Parmi les glènes cimentées, deux (1.5%) se sont descellées et un déclipsage de polyéthylène de la platine metal-back est survenu. Les auteurs concluent que le remplacement prothétique dans cette indication est un geste difficile, grevé d'un taux élevé de complication mais que la prothèse totale garde leur préférence.

Dans le type II (luxation invétérée et fracture luxation) 7 prothèses totales et 18 prothèse humérales ont été analysées. Les résultats ne sont pas tranchés. Les résultats globaux de la série sont meilleurs avec une prothèse humérale simple mais les auteurs pensent que ces résultats sont biaisés. En effet, le délai moyen d'intervention après le traumatisme initial est de 10 mois dans le groupe hémiarthroplastie alors qu'il est de 25 mois dans le groupe prothèse totale. Un délai supérieur à un an est apparu comme statistiquement péjoratif sur le score de CONSTANT lors de l'analyse de la série. Les auteurs préconisent donc de porter l'indication de resurfaçage de la glène en fonction des constatations peropératoires.

Les types III et IV ont en commun une particularité : la mise en place d'un implant huméral n'est possible qu'au prix d'une ostéotomie des tubérosités. Cette difficulté technique influence de façon très péjorative les résultats des arthroplasties et fait fréquemment opter pour une autre solution dans ces situations.

Le type III est caractérisé par une pseudarthrose du col chirurgical. Sur 22 cas colligés, 21 prothèses humérales et une prothèse totale ont été posées. Malgré la différence d'effectif les résultats sont mauvais avec un score de CONSTANT à la révision de 36 points et une élévation antérieure active à 63°. L'arthroplastie ne

semble indiquée que dans les cas associés à une ostéonécrose de la tête humérale comme le préconise DURALDE(53).

Dans les autres cas, la technique associant une ostéosynthèse et une greffe autologue, comme décrit par WALCH (185), est recommandée.

Le type IV regroupe les cas où il existe un cal vicieux des tubérosités. 14 patients ont été traités par prothèse humérale et 5 par prothèse totale. Comme dans le type III, les résultats sont décevants avec un score de CONSTANT moyen de 42 points et une élévation antérieure active à 81°. L'utilisation d'un implant glénoïdien n'a pas eu d'influence sur les résultats, une glène sur les cinq étant par ailleurs descellée. Le resurfaçage de la glène n'est donc pas recommandé.

F. Hémiarthroplastie et prothèse totale dans l'omarthrose après instabilité antérieure

PFAHLER (149) rapporte des résultats en faveur de l'hémiarthroplastie. 38 cas sont colligés (50% de prothèse totale et 50% de prothèses humérales) avec un score de CONSTANT à 64 points contre 56 points pour les prothèses totales. Le taux de glènes considérées comme descellées selon les critères de MOLÉ (score liseré supérieur ou égal à 12) est élevé (21.4%) justifiant ainsi le choix d'une hémiarthroplastie dans cette indication.

PFAHLER montre la supériorité des prothèses totales sur les prothèses humérales, toutes indications confondues. L'analyse des résultats d'une série de 705 prothèses à glène cimentée et de 469 prothèses humérales avec un recul moyen de 4.4 ans montre statistiquement cette supériorité en terme de score fonctionnel(149).

Ces données statistiques globales sont favorables au resurfaçage de la glène. Elles ne doivent cependant pas occulter les complications rencontrées avec les implants glénoïdiens qui doivent rester une préoccupation majeure du praticien.

Etiologie		Score de CONSTANT	P
Omarthrose primitive	Prothèse totale	70	p= 0.001
	Hémiarthroplastie	63.9	
	Ensemble	68.9	
Arthrite rhumatoïde	Prothèse totale	57.6	P=0.03
	Hémiarthroplastie	51.8	
	Ensemble	55.7	
Ostéonécrose aseptique	Prothèse totale	61.5	NS
	Hémiarthroplastie	69.3	
	Ensemble	67.5	
Arthrose et rupture de coiffe	Prothèse totale	43.4	NS
	Hémiarthroplastie	46.8	
	Ensemble	46.5	
Arthrose et séquelle de fracture	Prothèse totale	65.4	p< 0.001
	Hémiarthroplastie	49.8	
	Ensemble	55.4	
Arthrose après antécédent d'instabilité ant	Prothèse totale	64.1	NS
	Hémiarthroplastie	56.5	
	Ensemble	60.3	

Tableau n°12 : Récapitulatif des résultats Hémis vs Prothèse totale(149)

NS : non significatif

II. Pourquoi ne pas resurfacier la glène.

Le resurfacage de la glène peut aboutir à des complications parfois sévères. Les complications peuvent être spécifiques à un type de glène ou non spécifiques.

A. Les complications non spécifiques

1. L' infection

Le taux d'infection après prothèse totale d'épaule varie de 0% à 3.9%.(169,40) Des infections à *Staphylococcus aureus*, *Staphylococcus epidermidis*, *Pseudomonas aeruginosa*, *Candida parapsilosis* ont été rapportés dans la littérature.

On distingue habituellement les infections précoces (i.e dans les 3 mois suivant la mise en place de la prothèse) des infections tardives (i.e au-delà de 3 mois).

Comme dans les autres articulations, le diagnostic peut être étayé par des examens biologiques (Numération formule sanguine, vitesse de sédimentation, C-réactive protéine) et d'imagerie. Les radiographies standards peuvent objectiver un liséré périprothétique témoin d'un descellement septique et la scintigraphie (au Technetium ou aux leucocytes marqués) une hyperfixation caractéristique.

Il faut néanmoins faire la preuve bactériologique de l'infection par ponction ou prélèvement chirurgical afin d'identifier l'agent en cause et établir un antibiogramme.

Les options thérapeutiques comprennent l'antibiothérapie, associée ou non à un débridement chirurgical, la résection arthroplastique, la dépose-repose en un temps, en deux temps avec implantation provisoire d'un « spacer » aux antibiotiques, l'arthrodèse et l'amputation. Le choix est effectué en fonction de l'état du patient (opérabilité), du type de germe et de sa sensibilité aux antibiotiques.

MATSEN(123) propose différentes options thérapeutiques. Dans le cas d'un écoulement précoce post-opératoire persistant en dépit de prélèvements négatifs, il préconise une exploration chirurgicale associant lavage, débridement, multiples prélèvements avant mise en route d'une antibiothérapie probabiliste à large spectre par voie parentérale. La prothèse est conservée dans les cas d'infection précoce à gram positif sur implants stables. Les cas d'infections précoces à gram négatif ou infections tardives font l'objet d'une reprise avec débridement large, dépose des

implants et résection arthroplastique. Il rapporte les résultats de 18 prothèses infectées traitées cinq fois par résection arthroplastique et 13 fois par réimplantations (8 reprises en un temps et 5 reprises en deux temps). Les résultats fonctionnels étaient meilleurs dans le groupe « Réimplantation ». Pour cette raison, quand l'option de la résection arthroplastique est choisie, le patient doit être prévenu qu'il s'agit d'une solution de sauvetage aux résultats fonctionnels limités mais qu'une reprise peut être envisagée dans un second temps.

Une antibioprofylaxie doit être mise en route chez les porteurs de prothèse lors des gestes à potentiel de dissémination de germes (soins dentaires, chirurgie génito-urinaire...). La variété des situations cliniques doit faire adapter la conduite à tenir en fonction du cas particulier.

2. L'usure du polyéthylène

L'utilisation du polyéthylène comme interface de glissement dans les prothèses articulaires est quasi universelle. Concurrencé au niveau de la hanche par d'autres couples de friction (métal-métal ou céramique-céramique) il reste d'utilisation constante dans les prothèses d'épaule. Il s'agit pourtant du maillon faible de l'arthroplastie prothétique. (2,105).

L'usure du polyéthylène a été mise en cause dans les échecs des prothèses totales de hanches et de genou. Différents types d'usure ont été mis en évidence.

a. L'usure par adhérence

Elle survient lorsqu'il existe de basses contraintes de surface en raison d'une large congruence entre le polyéthylène et l'implant. C'est le cas des prothèses contraintes. Les particules sont libérées par adhésion à la tête et sont essentiellement de très petite tailles, inférieures au micron.

b. L'usure par fatigue

Elle est secondaire aux hautes contraintes de surface, liées à l'incongruence entre les pièces prothétiques. Elle aboutit à une délamination et à des craquelures, source de particules de polyéthylène de petit et de gros volume.

c. L'usure à trois composants

La présence d'un corps étranger interposé entre les pièces en frottement entraîne une usure rapide du polyéthylène par arrachement et par adhérence (avec rayure de la tête). Il peut s'agir d'un fragment de ciment libéré.

d. L'usure par abrasion

Elle est liée aux irrégularités de la pièce au contact du polyéthylène, entraînant une usure par adhésion et par arrachement à l'origine de volumineux fragments.

L'usure par adhérence et abrasion est communément incriminée dans les prothèses de hanche alors que l'usure par fatigue l'est dans les prothèses de genou. A l'instar des nombreux auteurs qui ont étudié les débris d'usure dans les prothèses totales de hanche, WIRTH et al. (197) l'ont fait dans les prothèses totales d'épaules. Au cours de 3 reprises pour descellement aseptique de glène cimentée, ils ont prélevé et analysé les particules d'usure pour les comparer à celles retrouvées dans les prothèses totales de hanche. La taille (plus grande) et la morphologie (plus fibrillaire) sont apparus comme différentes des débris observés hanche. Ces constatations ont fait suggérer aux auteurs des mécanismes d'usure différents. Ces données sont confirmées par GUNTHER (85) qui retrouve après étude des mécanismes d'usure une combinaison d'usure par abrasion et fatigue dans les prothèses totales d'épaule. Les auteurs décrivent avec précision les 9 différents type de dommage que l'on peut rencontrer sur le polyéthylène.

Delamination	Zones de fracture sous la surface séparant des plaques de polyéthylène
Pitting	Petits cratères de 1 à 2mm de diamètre
Abrasion	Zones rugueuses à l'aspect déchiqueté
Scratching	Fines rayures à la surface de l'implant
Burnishing	Zones polies et lisses
Deformation	Zones de déformation permanente
Embedded debris	Particules de ciment ou de métal incluses
Component fracture	Fracture de l'implant
Wear through	Usure totale jusqu'à mise à jour du ciment ou du metal-back

Tableau n°13 : Les différents aspects d'usure d'après GUNTHER(85)

3. Comment et pourquoi survient cette usure ?

Comme nous l'avons vu dans la première partie de ce travail, la différence de courbure existant entre la glène et la tête humérale varie en fonction des différentes prothèses. A la « conformité » ou « congruence » totale des implants aux rayons de courbure identiques est opposée la « non-congruence » ou « non-conformité » des implants de troisième génération. Des controverses existent toujours concernant le degré optimal de conformité glénohumérale désirable dans une prothèse totale d'épaule. Théoriquement, des surfaces congruentes permettent une surface optimale de contact diminuant les risques d'usure et augmentant la stabilité articulaire.

FRIEDMAN (71) analyse chez 13 patients la translation antéropostérieure d'une prothèse totale d'épaule. Il insiste sur le fait que les types de prothèses utilisés (7 Neer II, 6 Cofield TSA) ont un rayon de courbure identique entre la tête humérale et la glène avec 100% de contact entre les deux composants (congruence maximale). L'étude radiologique met en évidence des mouvements de translation antéropostérieure avec prédominance vers l'arrière. Cette translation, avec une prothèse congruente, ne peut être autorisée que par un glissement de la tête humérale sur le bord de la glène, créant ainsi des contraintes excentriques excessives, une déformation du polyéthylène et une usure. L'auteur conclue que ces mouvements

peuvent mener à l'usure asymétrique du polyéthylène avec formation de débris d'usure du polyéthylène qui, comme dans les autres articulations, sont connus comme inducteurs d'ostéolyse et de descellement.

FRIEDMAN préconise la recherche d'un meilleur compromis entre les deux rayons de courbure de la tête humérale et la glène (« mismatch ») afin de recréer des conditions plus anatomiques. Des surfaces non congruentes, avec un rayon de courbure glénoïdien plus important que le rayon de courbure huméral permettent les translations et sollicitent moins l'ancrage glénoïdien mais les contraintes sont théoriquement augmentées sur une zone de contact plus petite avec risque d'usure plus précoce du polyéthylène et une stabilité prothétique moindre(70,71).

Ce concept de non congruence a été appliqué à la prothèse AEQUALIS (Tornier). WALCH et al.(188) ne retrouvent pas, après étude de 319 prothèses totales pour omarthrose centrée avec glène cimentée fond plat à quille AEQUALIS, les inconvénients théoriques de la non-congruence avec mismatch élevé. Ils préconisent un radial mismatch idéal entre 6 et 7 mm. Ces résultats méritent d'être confirmés sur un plus long recul que celui de la série (54 mois).

Des études à long terme sont donc nécessaires pour faire des recommandations cliniques définitives.

D'autres facteurs contribuent de façon concomitante à l'usure du polyéthylène.

SCARLAT et MATSEN (170) analysent l'aspect de 39 glènes déposées pour descellement aseptique. La presque totalité des implants présente une usure périphérique ou centrale. Ils concluent que lorsque la cinématique d'une prothèse est remise en cause (instabilité), il existe une forte probabilité d'usure de la glène. L'instabilité est une complication fréquente des arthroplasties de toutes les articulations. Elle est avant tout caractérisée par sa direction (antérieure, postérieure, supérieure, inférieure ou multidirectionnelle). L'incidence de l'instabilité toutes directions confondues après prothèse totale d'épaule varie entre 0% et 18% (9,10) avec une moyenne de 2,7%.(42).

La stabilité de l'épaule est normalement assurée par une hiérarchie de mécanismes qui interviennent en fonction de l'intensité de la force appliquée (configuration articulaire, pression atmosphérique, propriétés du liquide articulaire, action du deltoïde et des muscles de la coiffe, structures capsuloligamentaires et architecture

osseuse). Cet équilibre est remis en cause après remplacement prothétique et dépend du placement optimal des implants et de la balance ligamentaire adéquate. Du fait des mouvements anormaux engendrés, le composant glénoïdien est sollicité dans des conditions anormales qui sont à l'origine de complications diverses, notamment de l'usure de la glène. L'instabilité antérieure regroupe les subluxations (terme employé dans les cas où il existe un déplacement mais avec persistance d'un contact entre les surfaces prothétiques humérales et glénoïdiennes) et les luxations (pertes de contact) et résulte d'une combinaison entre un déficit de balance ligamentaire et un défaut de positionnement des implants. Pour MATSEN (123), l'instabilité antérieure résulte d'un trouble de rotation de l'implant huméral, d'un déficit fonctionnel du deltoïde antérieur ou d'une rupture du sous-scapulaire. Il indique qu'un défaut de rétroversion du composant huméral peut-être à l'origine d'une instabilité antérieure mais qu'un retentissement clinique ne peut-être observé que dans les cas où le sous-scapulaire est atteint ou que l'intégrité de l'arche coraco-acromiale a été mise à mal lors d'un geste chirurgical.

MOECKEL (126) rapporte une série de 7 prothèses totales compliquées d'instabilité antérieure. Dans tous les cas, une rupture du tendon du sous-scapulaire a été retrouvée lors de la reprise chirurgicale, nécessitant une réparation. Les causes de lésion du sous-scapulaire sont l'agression chirurgicale, la médiocre qualité tissulaire intrinsèque, une rééducation inappropriée ou l'utilisation d'implants surdimensionnés (glène métal back trop épaisse ou tête humérale trop grosse créant ainsi une force de latéralisation mettant en tension excessive le sous-scapulaire). ARHENS et BOILEAU (9) ont revus cinquante et une prothèses (22 héli-arthroplasties, vingt-neuf prothèses totales) et proposent une classification des instabilités antérieures. L'instabilité précoce est définie comme survenant au cours des six premières semaines (délai de cicatrisation des structures tissulaires) (23 cas). L'instabilité tardive traumatique survient au-delà des six premières semaines avec un traumatisme déclenchant bien identifié alors qu'aucun symptôme d'instabilité n'était présent auparavant (7 cas).

Enfin, l'instabilité tardive non traumatique survient sans facteur déclenchant après le délai de six semaines (21 cas).

L'analyse des résultats montre que l'étiologie initiale la plus fréquemment observée est l'omarthrose post-instabilité et que la glène est toujours de type A

(concave) dans la classification de WALCH. L'atteinte du sous-scapulaire est le facteur principal, retrouvé dans 87% des cas de la série, parfois associée à un trouble de rotation des implants ou un sepsis (60%) ou isolée (40%). L'antéversion excessive de la tige humérale est incriminée dans 48% des cas. Dans 6% des l'antéversion de la glène est incriminée. La pose d'un implant surdimensionné est mise en cause et notamment une tête humérale trop grosse, une glène metal-back trop épaisse, et l'association d'une grosse tête humérale avec une glène de petite taille.

Le retentissement de ces instabilités sur le composant glénoïdien n'est pas négligeable. Il a été observé 5 déclipages du polyéthylène de sa platine métallique. Deux dissociations étaient post-traumatiques et repris par repose d'une glène cimentée. Deux autres sont survenues chez des patients présentant des épisodes de subluxation. L'insert en polyéthylène présentait une usure du bord antérieur dans les deux cas. Enfin le dernier cas a été observé après une reprise chirurgicale pour un autre motif avec pour conséquence une subluxation permanente, le patient refusant une nouvelle reprise.

Onze cas de descellement de glène cimentée avec usure de l'implant ont été observés. Huit fois le descellement était radiologique avec apparition ou progression d'un liséré péri-prothétique. Trois fois le descellement était clinique dont deux patients chez qui le composant glénoïdien était luxé de la glène osseuse.

WIRTH et ROCKWOOD, en 1994 (195) relatent le cas d'une patiente présentant une instabilité antérieure 3 mois après la mise en place de la prothèse. Le retentissement sur la glène est illustré, avec une usure du polyéthylène à sa partie antéro-inférieure associé à un bris des vis d'ancrage du metal-back.

L'instabilité postérieure (subluxation et luxation) apparaît comme moins fréquente que l'instabilité antérieure après prothèse totale d'épaule mais est également à l'origine d'usure de la glène. Comme pour l'instabilité antérieure, il convient de distinguer les luxations avec perte de contact entre tige humérale et glène et les subluxations sans perte de contact. MOECKEL (127) analyse les causes d'instabilité postérieure chez 4 patients. Il retrouve un défaut de balance ligamentaire chez deux d'entre eux, traité par capsulorrhaphie postérieure et release antérieur, une luxation postérieure invétérée due à une rétroversion excessive du composant huméral traitée par réduction à ciel ouvert puis immobilisation par spica et enfin une rétroversion excessive de glène reprise par greffe postérieure et repose d'une glène cimentée.

ARHENS, BOILEAU et WALCH(10) proposent une classification en distinguant les instabilités précoces (dans un délai de six semaines après la mise en place de la prothèse) et les instabilités tardives (au-delà de six semaines). Au cours de leur étude rétrospective, ils analysent 29 cas d'instabilités postérieures (25 prothèses totales et 4 hémiarthroplasties). Le groupe instabilité précoce comptait 13 cas (luxations uniquement) et le groupe instabilité tardive 16 cas (9 luxations et 7 sublaxations). L'analyse des causes retrouve dans 75% des cas un erreur technique (rétroversion excessive d'un ou des deux composants). Le type de glène initial est B2 dans 66% des cas et l'association entre une capsulotomie postérieure et une glène B2 non corrigée lors de l'intervention est retrouvée dans 71% des cas. Là encore, les auteurs mettent en évidence une association de l'instabilité postérieure avec des complications au niveau de l'implant glénoïdien. Un déclipage d'insert polyéthylène de la platine métal-back a suivi un épisode de luxation postérieure avec reprise par une glène cimentée. Un implant polyéthylène s'est fracturé après descellement complet avec instabilité postérieure récurrente malgré quatre interventions chirurgicales. Cinq autres patients présentaient des lisérés péri-glénoïdiens mais jugés comme non évolutifs au cours du suivi. La majorité des glènes déposées présentaient une usure postérieure de l'implant. Ces constatations montrent que devant une glène biconcave (B2 de WALCH), il existe un risque de sublaxation postérieure persistante. Cette dernière est elle-même être à l'origine d'une usure postérieure du polyéthylène.

La « physiologie » de l'usure du polyéthylène est complexe. L'usure du polyéthylène est connue comme pourvoyeuse de débris à l'origine d'une ostéolyse et du descellement au cours des prothèses totales de hanche et de genou. Il en va de même pour les prothèses d'épaules que l'implant glénoïdien soit cimenté ou non.

B. Les complications spécifiques des glènes cimentées : les lisérés

1. définition

La définition courante du liséré péri-glénoïdien est celle d'une ligne claire et radiotransparente située à l'interface entre l'os et le ciment. La première description revient à NEER(135) en 1982 qui lors de la révision de 194 prothèses totales observe

30% de lisérés autour des implants glénoïdiens. Déjà, NEER souligne la nécessité d'obtenir des clichés standardisés et reproductibles pour une analyse fiable. Il sépare les lisérés en fonction de l'épaisseur du trait et du caractère complet ou incomplet autour de l'implant.

Ces caractéristiques vont dès lors devenir source de nombreuses publications, les critères d'appréciation et d'interprétation variant en fonction des auteurs.

a. les différentes classifications

De nombreux auteurs vont publier leurs résultats en reprenant les critères reconnus par NEER pour qui l'épaisseur des lisérés ne dépassait 1mm dans aucun des cas de la série de 1982.

COFIELD (39) obtient des résultats différents et classe les lisérés en fonction de leur épaisseur (inférieur à 1mm, égal à 1mm, supérieur à 1,5mm) et de leur localisation. Il distingue les implants ayant migré (« shift in the position »). L'évolutivité de l'épaisseur du trait dans le temps devient également un élément de la discussion. KELLY (99) distingue les lisérés inférieurs à 1mm, compris entre 1 et 1.5mm et compris entre 1.5 et 2mm en épaisseur. Parallèlement, le caractère complet ou incomplet est noté. La même année, BARRETT (12) utilise une classification quasi similaire (lisérés inférieurs à 1mm, compris entre 1 et 1.5mm et supérieurs à 2mm) avant de publier l'année suivante en collaboration avec FRANKLIN (64) une autre classification des images observées dans laquelle 6 classes sont identifiées :

- **classe 0** : pas de liséré
- **classe 1** : liséré uniquement à la partie supérieure et/ou inférieure de la glène (flange)
- **classe 2** : liséré incomplet sur la quille
- **classe 3** : liséré complet inférieur à 2mm autour de l'implant
- **classe 4** : liséré complet de plus de 2mm autour de l'implant
- **classe 5** :
 - 5a** : composant translaté
 - 5b** : composant luxé

En 1998, SPERLING et COFIELD (177) utilisent une classification en cinq grades:

- **grade 0** : pas de liseré
- **grade 1** : liseré inf ou égal à 1 mm en épaisseur ou incomplet
- **grade 2** : liseré de 1 mm d'épaisseur et complet
- **grade 3** : liseré de 1,5 mm d'épaisseur et incomplet
- **grade 4** : liseré de 1,5 mm d'épaisseur et complet
- **grade 5** : liseré de 2 mm d'épaisseur et complet

Comme on le voit, de nombreuses classifications des liserés ont été publiées, certaines tentant d'intégrer à la fois l'épaisseur et le caractère complet ou incomplet. Néanmoins, aucune n'est parvenue à s'imposer comme le « gold standard ».

Les difficultés d'interprétation et les disparités de clichés préconisés ont mené à la mise au point de découpage de la glène en zones afin d'analyser au mieux les images.

En 1989, BRENNER (30) analyse la glène selon un découpage en cinq zones :

- **S1** portion supérieure de la facette articulaire
- **S2** portion supérieure de la quille
- **M** portion moyenne
- **I1** portion inférieure sous la quille
- **I2** portion inférieure sous la facette articulaire

et selon l'épaisseur du liseré (1 mm ou moins, 2 mm et plus).

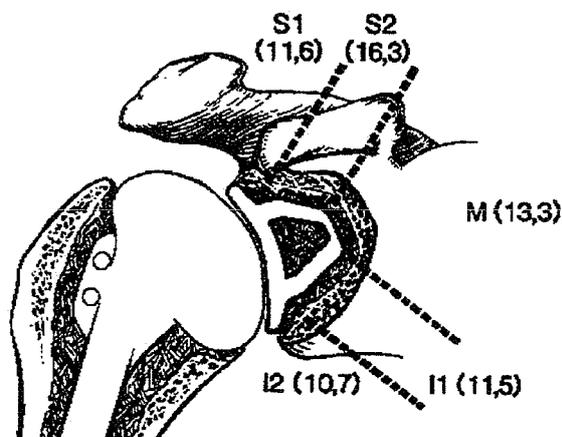
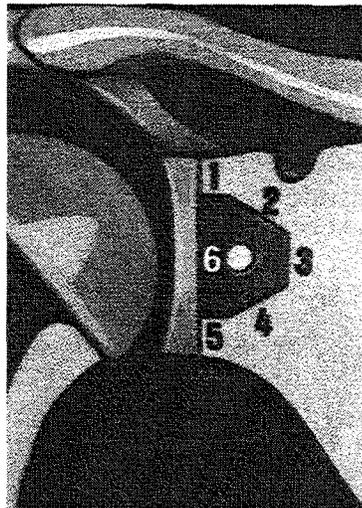


Figure n°45 : Classification des liserés (BRENNER)

O'DRISCOLL (143) découpe l'interface implant-ciment-os en 8 zones et tient également compte de l'épaisseur du trait dans son analyse.

MOLÉ (128) parvient à intégrer la localisation et l'épaisseur du trait dans une même analyse radiographique. L'épaisseur est cotée en trois grades (0= pas de liséré ; 1= liséré inférieur à 1mm ; 2=liséé entre 1 et 2mm ; 3= liséré supérieur à 2mm). Cette cotation est appliquée à chacune des six zones délimitant l'implant glénoïdien. L'addition des cotes de chacune des zones donne un « score liséré » ou « Radio Lucent Line score ». Cette méthode présente l'avantage de pouvoir suivre l'évolution du score dans le temps et de faciliter l'analyse statistique (comparaison de données chiffrées).



	< 1mm (1 point)	1-2 mm (2 points)	> 2 mm (3 points)	Score liséré (18 points)
1	X			1
2	X			1
3			X	3
4			X	3
5	X			1
6	X			1

Total = 10 / 18

Figure n°46 : Position des 6 zones et calcul du score liséré (score= 10/18 dans ce cas)

La multiplicité des classifications publiées reflète l'absence de consensus sur l'évaluation des lisérés. On peut regretter cet état de fait, la comparaison des résultats des différentes séries de la littérature s'en trouvant affectée. Si l'évaluation des lisérés n'est pas standardisée, leur signification ne l'est pas non plus.

b. Interprétation

La signification de ces images radiologiques autour de l'implant glénoïdien est un des sujets majeur de discussion à propos des prothèses totales d'épaule. Pour NEER en 1982 la signification des lisérés n'est pas claire. Avec un recul moyen de 3 ans il ne note aucun retentissement clinique de ces images mais pense qu'un recul plus important est nécessaire pour juger. COFIELD(39) analyse rétrospectivement 73 prothèses totales d'épaules (Neer) avec un recul compris entre 2 et 6,5 ans et retrouve 60 lisérés soit 82,2% dont 8 sont considérés comme témoins d'un descellement prothétique (11%). Cinquante-deux lisérés (71,2%) sont classés en fonction de leur épaisseur (25 fois inférieur à 1mm, 21 fois à 1mm et 6 fois supérieur à 1,5mm) et de leur localisation (24 lisérés complets, c'est-à-dire tout autour de l'implant et 28 partiels). Les 8 autres cas sont considérés comme des descellements, l'argument radiographique étant une mobilisation (« shift in the position ») de l'implant dans 7 cas. Le huitième cas est intéressant puisque COFIELD parle de descellement glénoïdien devant la constatation d'un liséré complet de 2mm d'épaisseur non évolutif sur cinq ans et sans retentissement fonctionnel majeur.

On voit ici un pas en avant dans l'interprétation du liséré avec la détermination d'une frontière à 2mm faisant parler de descellement et la mise en évidence d'une évolutivité des lisérés dans le temps chez certains patients. En effet, l'auteur souligne qu'un liséré évoluant en épaisseur dans le temps avait été mis en évidence dans 6 des 7 cas de migration d'implant et que le retentissement fonctionnel (douleur et diminution de mobilité) avait motivé une reprise chirurgicale avec repose d'un implant glénoïdien cimenté.

BELL et GSCHWEND (16) publient en 1986 une courte série de 11 prothèses totales de NEER cimentées et soulignent avec inquiétude, selon les mêmes critères descriptifs que NEER, un taux de 45% de liséré péri-glénoïdien, dont 18% complets, avec un recul compris entre deux et quatre ans.

N'ayant pas de certitudes quant à la signification de ces lisérés et suspectant que l'évolutivité en épaisseur observée dans deux cas ne mène au descellement, les auteurs préconisent de ne resurfacier la glène que dans les cas d'usure majeure.

BARRETT et FRANKLIN(12) font état de 74% de lisérés sur une série prospective de 50 prothèses totales (Neer II) à 3,5 ans de recul. Ils vont, comme COFIELD, considérer les lisérés supérieurs à 2mm d'épaisseur comme témoins d'un possible descellement et les migrations de l'implant (« shift in the position ») comme descellement certain. Ils complètent cette définition en considérant comme des descellements les fractures du manteau de ciment et les fractures de l'implant. Selon ces critères ils dénombrent quatre descellements certains soit 8% et un probable soit 2%. Sur ces cinq patients, trois ont fait l'objet d'une reprise chirurgicale devant une altération fonctionnelle de l'épaule (douleur).

Les auteurs précisent que, selon leurs résultats, il faut distinguer les lisérés n'intéressant pas la quille d'ancrage prothétique de ceux l'intéressant, seuls ces derniers étant retrouvés lors des descellements. Ils publient ensuite les résultats d'une deuxième série et leur classification en cinq classes. Les glènes de classes 4 et 5 de leur classification sont considérées comme descellées.

On constate que l'interprétation du liséré n'est pas la même en fonction de la localisation sur l'implant. Les lisérés n'intéressant pas la quille ne sont pas considérés comme témoins de descellement à l'inverse de ceux présents autour de la quille. Sur leur étude rétrospective de 30 prothèses totales de NEER 7 seront considérées comme descellées soit 23,3% avec retentissement fonctionnel (douleur, diminution de la force et des amplitudes articulaires) motivant 4 reprises chirurgicales.

HAWKINS (86) analyse 70 dossiers (prothèses NEER II) avec un recul moyen de 4 ans et remarque que presque toutes les glènes présentaient un liséré de moins de 2mm sur le cliché de contrôle post-opératoire immédiat mais ne précise pas combien. Au cours du suivi, seuls 5 lisérés ont été évolutifs dont 2 sont devenus symptomatiques chez des patients atteints de polyarthrite rhumatoïde avec coiffe déficiente, nécessitant une reprise chirurgicale.

MOLÉ (128), dans une analyse rétrospective de 146 glènes cimentées, dénombre 92% de lisérés à 20 mois de recul moyen. Utilisant son système de classification les scores s'échelonnent entre 0 et 18, un score supérieur à 12 étant considéré comme un descellement. Le score moyen de la série est de 6.29 et 9% des glènes sont considérées comme descellées. Comme d'autres (26,173) l'auteur ne retrouve pas de

corrélation entre la présence, la distribution, l'épaisseur des liséré et le résultat fonctionnel.

Score liséré	Score de CONSTANT
< 6	95.8
6-12	92.5
> 6	89.7

Tableau n°15 : score liséré et score de CONSTANT

Pour NEER, la signification de ces lisérés est discutable. Il insiste sur le fait que ces lisérés sont stables dans le temps.(138) D'autres auteurs constatent au contraire que les lisérés évoluent dans le temps. Ils émettent l'hypothèse que cette évolution peut être le signe annonciateur de problèmes en relation avec un descellement clinique(39,86,181). MOLÉ (128) retrouve 31% de lisérés évolutifs chez des patients dont le score fonctionnel s'aggrave avec le temps malgré un recul relativement court de 20 mois (score de CONSTANT à 85.2 contre 96.9 avec un liséré stable).

Ces constatations sont affinées en 2001. PFAHLER (149) retrouve une augmentation significative du score liséré en fonction du recul (score moyen de 2.64 lorsque le recul est inférieur à 3 ans, de 4.68 lorsqu'il compris entre 3 et 5 ans, et de 6.43 lorsqu'il est supérieur à 5 ans) sur une série de 205 prothèses totales. En revanche, avec un plus grand recul, l'évolutivité des lisérés ne pénalise plus le résultat fonctionnel (score de CONSTANT à 63 points pour les lisérés évolutifs contre 65.6 points pour les lisérés stables). L'étude du score liséré fait par contre apparaître une pénalisation significative du résultat fonctionnel lorsque le score est supérieur à 12 ($p=0.001$). Ceci renforce l'impression qu'au-delà d'un score de 12 points la glène peut être considérée comme descellée.

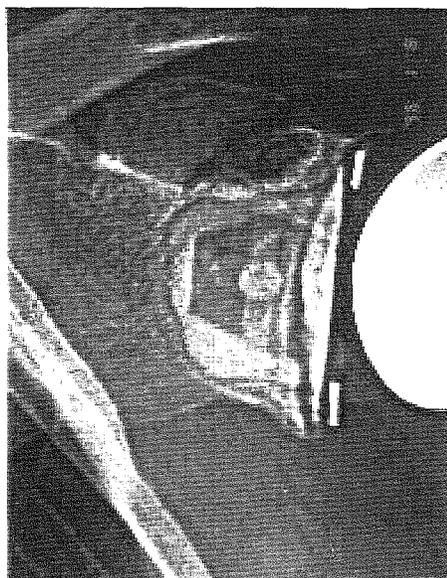


Figure n°47 : Liséré péri-glénoïdien

SNEPPEN(173) analyse 62 prothèses (arthrite rhumatoïde) et retrouve 25 descelllements radiographiques dont 16 mobilisations (« tilted » ou « shifted ») et 9 luxations d'implant. 13 autres implants présentent des lisérés incomplets. SNEPPEN étudie le retentissement fonctionnel du descelllement et ne trouve pas de différence significative avec les glènes non descellées dans tous les items.

	Glènes descellées	Glènes non descellées
Elévation antérieure	81°	71°
Douleur	3.75 points	4.15 points
Force	1.975 kg	1.79 kg
Score ASES (159)	24 points	24 points

Tableau n°16: Résultats en fonction du descelllement glénoïdien selon SNEPPEN

En 1998, SPERLING et COFIELD publient des résultats à long terme de 64 prothèses totales (glènes cimentées) mises en place chez des patients de cinquante ans et moins avec un recul minimal de cinq ans. (177). Le suivi radiographique était disponible pour 32 prothèses. Dix-neuf lisérés (59%) étaient constatés et classés deux fois grade 1, cinq fois grade 2, 1 fois grade 3, sept fois grade 4 et quatre fois grade 5 selon leur classification. Une mobilisation de l'implant était constatée sur sept épaules (22%) mais seulement deux patients ont fait l'objet d'une reprise pour descelllement aseptique et deux pour descelllement septique.

NAGELS (130) estime que les techniques de radiographies standards ne sont pas suffisamment précises pour mettre en évidence les lisérés. Il propose d'utiliser la RSA (roentgen stereophotogrammetric analysis) développée en 1974 par SELVIK qui permet d'analyser la position d'un implant dans les trois dimensions. Cette technique nécessite une maîtrise du protocole d'acquisition des images ainsi que l'utilisation d'un logiciel spécifique et de capteurs inclus dans l'implant glénoïdien. NAGELS a fait pratiquer chez cinq patients un suivi d'imagerie par RSA en parallèle à un suivi radiologique classique. Sur les cinq, trois glènes sont apparues comme descellées avec la RSA alors qu'un seul de ces descellements était objectivé par les radios standards sur la même période. L'auteur conclue, malgré la faiblesse des effectifs, à la supériorité de la RSA pour le diagnostic de descellement en terme de précision et de précocité.

c. Techniques arthroscopiques

BONUTTI (22) pense lui aussi que l'évaluation radiographique des lisérés et des descellements n'est pas fiable. Il compare au cours d'une étude rétrospective les résultats de clichés standards, de clichés arthrographiques et de l'arthroscopie aux constatations per-opératoires à ciel ouvert chez des patients porteurs d'une prothèse d'épaule devenue douloureuse.

L'arthrographie et les clichés standards n'ont permis de retrouver un descellement glénoïdien qu'une fois sur trois. Ces chiffres combinés à des études préalables de la même équipe font conclure l'auteur que ces techniques ne sont pas fiable pour ce type de diagnostic. En revanche, les constatations arthroscopiques étaient corrélées avec ceux de la chirurgie à ciel ouvert. Cinq fois le diagnostic de descellement glénoïdien a été porté et confirmé par la suite. Pour BONUTTI, La mise en évidence au cours de l'arthroscopie d'un espace d'au moins 2mm entre l'implant en polyéthylène et la glène osseuse apparaît comme suffisante pour étayer le diagnostic de descellement glénoïdien. Par contre, dans deux cas l'espace était inférieur à deux mm et le descellement n'a pas été confirmé.

L'auteur conclue que l'arthroscopie peut favorablement contribuer au diagnostic de descellement glénoïdien dans les cas douteux.

2. Physiologie des lisérés et descellements

a. la technique chirurgicale du scellement

NEER propose dès 1982 une explication au liséré observés autour de l'implant glénoïdien(135). Leur présence en postopératoire immédiat lui font incriminer un défaut de technique chirurgicale. NEER préconise lors de la préparation de la glène de creuser deux logettes pour le ciment à la curette, dans le pied de la coracoïde et dans le pilier de l'omoplate, en plus de la logette pour la quille. Il introduit alors le ciment à la seringue après élimination du sang. La présence du liséré sur les clichés précoces est expliquée par une élimination insuffisante du sang au niveau du site d'implantation de la glène juste avant la mise en place du ciment. COFIELD (39) préfère préserver au maximum l'os spongieux en ne creusant que la logette destinée à la quille de l'implant. KELLY (99) qui prépare les glènes comme COFIELD, met en cause, comme NEER, la technique de cimentage mais ne trouve pas de différence d'incidence des lisérés entre l'injection instrumentale et manuelle du ciment.

BRENNER (30) utilise une méthode de pressurisation du ciment à l'aide d'un pistolet à ciment après séchage soigneux de la glène (pistolet à ciment Miller, Zimmer, Indiana). Il compare le résultat de cette technique à ceux de la technique de cimentage manuelle et constate la même proportion (environ 50%) de lisérés dans chacun des deux groupes. Néanmoins, sans pouvoir le prouver statistiquement, BRENNER croit à la supériorité de la technique de pressurisation.

BOILEAU et WALCH(20) détaillent leur technique de scellement de l'implant glénoïdien. La surface glénoïdienne et le logement de la quille sont soigneusement nettoyés à l'aide de lavages pulsatiles au sérum physiologique. L'os est ensuite séché à la compresse et un tissu hémostatique, bourré au fond de la logette permet de contrôler le saignement osseux. Des orifices sont forés en périphérie à l'aide d'une mèche de 2.7 ou 3.2mm. Ces orifices permettent d'absorber l'excès de ciment. Une première dose de ciment est introduite dans la logette osseuse. Un compacteur glénoïdien est introduit dans la logette de façon à faire pénétrer le ciment dans le spongieux. Une seconde dose de ciment est injectée dans la logette osseuse et l'implant glénoïdien est mis en place en pression. L'excès de ciment est retiré en périphérie. L'implant est impacté à nouveau et maintenu sous pression jusqu'au durcissement du ciment. Les auteurs signalent que depuis qu'ils ont mis au point

cette technique, les lisérés ciment-os ont pratiquement disparus sur les clichés post-opératoires.

Le point crucial est l'élimination du sang, ce qui nécessite un nettoyage et un séchage méticuleux pour assurer une parfaite pénétration du ciment. De nombreuses techniques efficaces ont été proposées pour la préparation de la glène (lavage à grand volume, lavage pulsatile, tissu hémostatique...) et pour la mise en place du ciment (pressurisation, ciment à basse viscosité...) sans qu'aucune ne s'impose comme le « gold standard ».

b. le « rocking horse effect » ou « cheval à bascule »

FRANKLIN et al.(64) attribuent les lisérés et le descellement glénoïdien à un concept biomécanique. Ils revoient 7 cas de glènes présentant un liséré apparu après un délai moyen de 28 mois. Ils notent que six de ces cas présentaient au moment de la pose de la prothèse une rupture irréparable de la coiffe des rotateurs avec migration proximale de la tête de l'humérus. Reprenant les descriptions de POPPEN et WALKER (151) ils considèrent que la rupture massive de la coiffe entraîne un défaut de centrage de la tête prothétique sur la pièce glénoïdienne qui lors de l'élévation du bras sous l'action du deltoïde autorise une ascension de la tête humérale. Cette force excentrique appliquée sur la glène va augmenter les contraintes à l'interface ciment-os, créant ainsi le descellement glénoïdien. C'est le mécanisme du cheval à bascule ou « rocking horse » fréquemment répandu dans la littérature nord-américaine, (150,195) comme à l'origine de descellements. D'autres études ne confirment pas cette hypothèse (149) en ne retrouvant pas plus de descellements dans cette population. FLATOW(62) remarque avec RODOSKY (161) que les indications de reprises dues au « rocking horse » sont rares. Il avance l'hypothèse que chez ces patients à coiffe déficiente, les muscles sont très souvent incapables de générer des forces importantes susceptibles de solliciter l'ancrage glénoïdien de façon excessive.

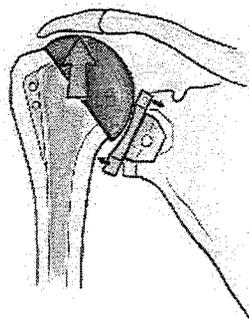


Figure n°48 : « Rocking horse effect »

Bien que peu développé dans la littérature, le même concept s'applique dans le plan horizontal (162). Il existe des forces excentriques du fait des translations antéro-postérieures. FLATOW insiste sur l'importance fondamentale du respect ou de la recherche de l'équilibre ligamentaire lors de la mise en place d'une prothèse totale d'épaule. (62).

c. Le dessin de l'implant glénoïdien (hors versant articulaire)

ORR (144) étudie en 1988 l'influence du dessin de différents implants glénoïdiens. Il analyse dans un premier temps la distribution des contraintes dans une glène osseuse. Les effets de la forme de la quille (triangulaire ou rectangulaire), du « metal-backing » et d'une contrainte supérieure sur la distribution de ces contraintes dans la glène sont étudiés. ORR conclue que la distribution des contraintes, quel que soit le type d'implant étudié, correspond approximativement à celle observée dans la glène « naturelle ». Il observe avec les metal-back une augmentation de l'intensité des contraintes dans l'os spongieux sous l'implant (« stress shielding ») pouvant conduire au descellement. En revanche, le modèle à quille rectangulaire implantée dans la partie inférieure de la glène offre une meilleure résistance aux forces appliquées. ORR conclue que ce type d'implant expérimental n'est probablement pas idéal. Il pense néanmoins qu'une modification de forme du moyen de fixation peut améliorer la pérennité de l'implant glénoïdien. Différents modèles de glènes avec fixation par plots d'ancrage, et non plus par quille, sont disponibles. GIORI étudie l'influence du mode de fixation (76) en analysant les propriétés de différents modèles

de glènes à plots. Il conclue que plusieurs petits plots entraînent une meilleure distribution des contraintes que des plots plus larges et moins nombreux.

ANGLIN (5) préconise également la fixation par plots. Au cours d' une étude mécanique mimant l'effet de « cheval à bascule » l'auteur compare différents modèles d'implant à quille et à plots. Les meilleurs résultats de résistance aux forces en compression et en distraction sont obtenus avec une glène à plots et fond convexe. Ces résultats doivent cependant être pris en compte avec prudence en attendant leur confirmation lors d'études cliniques. Les glènes de BIGLIANI et FLATOW (Zimmer) et du Global total shoulder system (DePuy) sont à fixation par plot à fond convexe mais il n'existe pas, à notre connaissance, de résultats publiés dans la littérature.

Les glènes ANATOMICA (Sulzer) et du Global total shoulder system (DePuy) sont à fixation par plots parallèles deux à deux sur l'horizontale et la verticale et à fond convexe mais il n'existe pas, à notre connaissance, de résultats publiés dans la littérature.

FRIEDMAN (69) étudie lui aussi la distribution des contraintes de plusieurs implants et conclue que les contraintes naturelles dans la glène sont reproduites quand la plaque sous-chondrale est préservée sous l'implant glénoïdien. Cette donnée est confirmée par STONE (180). ANGLIN (5) montre que la transmission des forces en cisaillement prédomine par rapport aux forces en compression. Cette donnée est favorable aux glènes à fond convexe car ce sont elles qui supportent le mieux les contraintes en cisaillement. Par ailleurs, il observe que le capital osseux est mieux préservé qu'avec les glènes à fond plat. GAZIELLY (73) compare une glène à quille à fond convexe avec deux glènes à fond plat (à quille et à plots) et, malgré les différences d'effectifs, retrouve des résultats supérieurs en terme de score fonctionnel et une incidence plus faible des lisérés avec la glène fond convexe.

L'instrumentation doit permettre de façonner une surface congruente entre l'os sous-chondral et la partie postérieure de l'implant glénoïdien. COLLINS (45,46) a montré qu'un fraisage mécanique permet d'obtenir une surface congruente et une meilleure stabilité de l'implant glénoïdien. Il faut donc privilégier des fraises motorisées spécifiquement dessinées au resurfaçage tant pour les glènes à fond plat que pour celles à fond convexe.

d. le « radial mismatch »

Le « mismatch » est défini comme la différence de rayon de courbure entre la tête humérale et l'implant glénoïdien et sa valeur idéale dans l'arthroplastie d'épaule est controversée. Des surfaces congruentes (rayons de courbure identiques) permettent une surface de contact maximale, diminuant les risques d'usure et augmentant la stabilité articulaire.

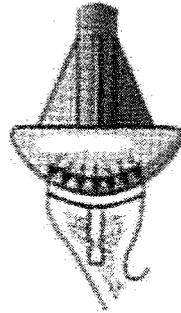


Figure n°49: conformité maximale

En revanche, la translation obligatoire entre les surfaces articulaires lors des mouvements actifs et passifs conduit à des contraintes périphériques excessives qui se transmettent sur l'ancrage glénoïdien et peuvent favoriser le descellement.

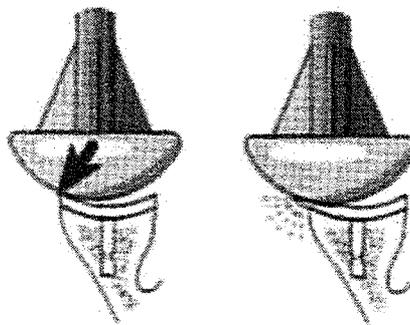


Figure 50 : translation obligatoire et congruence maximale

Des surfaces non congruentes avec un rayon de courbure glénoïdien plus important que du côté huméral permettent au contraire les translations et sollicitent moins l'ancrage glénoïdien. Les inconvénients théoriques sont des contraintes augmentées sur une surface de contact plus petite et une stabilité moindre(122).

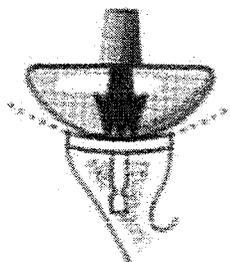


Figure n°51 : augmentation des contraintes sur une surface plus petite

NEER avait opté pour un système congruent. ROCKWOOD et MATSEN proposent un « mismatch » de 3 à 5 mm. FRIEDMAN propose un rayon de courbure glénoïdien différent dans le sens antéro-postérieur (12 mm) et supéro-inférieur (6 mm) pour mieux tenir compte des translations obligatoires(188). BIGLIANI et FLATOW proposent un système original où le centre de la glène prothétique à une congruence parfaite alors que le « mismatch » est plus important en périphérie. La prothèse AEQUALIS offre un « mismatch » variable de 0 à 12 mm et des associations préférentielles sont définies avec un mismatch de 5 à 7.5 mm. WALCH et al.(188) étudient les résultats d'une série multicentrique de 319 prothèses d'épaules implantées pour omarthrose centrée. Ils retrouvent une relation statistique significative entre le « mismatch » et le score liséré. Ce dernier est moins élevé quand le « mismatch » est supérieur à 5.5 mm.

Tous les implants glénoïdiens sont en polyéthylène cimenté à quille et fond plat (AEQUALIS, Tornier). En fonction des tailles de glènes et des diamètres de tête humérale disponibles, le radial mismatch a été calculé et classé (supérieur ou égal à 4 mm, compris entre 4.5 et 5.5 mm, entre 6 et 7 mm et supérieur ou égal à 7 mm). Le score liséré est moins élevé quand le mismatch est supérieur à 5.5 mm ($p < 0.0001$).

Mismatch	Nombre de cas	Score liséré
Groupe 1 : < 4 mm	81	6.38
Groupe 2 : 4.5-5.5 mm	81	5.27
Groupe 3 : 6-7 mm	101	3.8
Groupe 4 : > 7 mm	56	3.7

Tableau n°17 : Le « radial mismatch »

Les auteurs concluent que le « mismatch » idéal d'une glène polyéthylène cimentée fond plat à quille semble se situer entre 6 et 7 mm.

Toutes ces données montrent bien que l'origine des lisérés et des descellement est multifactorielle. La mise en évidence de facteurs prédictifs d'apparition des lisérés est jusque là restée vaine.(28,128,181,149). L'influence du « mismatch » prothétique semble néanmoins être un facteur primordial dans l'apparition des lisérés.

Les résultats obtenus lors d'études expérimentales en faveur de certaines options (glènes à plots et à fond convexe) et les conclusions des grandes études cliniques doivent permettre, dans les années à venir, une optimisation du fonctionnement des prothèses et une diminution de l'usure du polyéthylène. En parallèle, l'évolution des propriétés du polyéthylène utilisé doit permettre de diminuer l'usure et les débris, qui, comme dans les autres articulations resurfacées, prend part au descellement des implants.

C. Les complications spécifiques des glènes non cimentées.

1. Dissociation de l'insert polyéthylène de la platine métallique

C'est la complication la plus fréquente des implants glénoïdiens sans ciment (19). Ces dissociations ont pour origine différents facteurs.

- **Interface polyéthylène-platine métallique**

L'interface entre l'insert en polyéthylène et la platine métallique est un point de faiblesse. Quel que soit le fabricant, l'insert est « clipsé » par le chirurgien sur la platine lors de la mise en place de la prothèse. Les forces qui vont s'exercer à la surface de la glène vont solliciter cette fixation qui peut alors être prise en défaut.

- **Latéralisation de l'interligne**

L'augmentation de l'épaisseur de l'implant inhérente à l'association métal et polyéthylène peut être importante et entraîner une latéralisation de l'interligne articulaire. La prothèse est alors mise en contrainte et la coiffe des rotateurs mise

sous tension, en particulier la sous-scapulaire incisé puis suturé (195). Cette mise en tension excessive de la coiffe peut aboutir à un lâchage des sutures avec rupture du sous-scapulaire entraînant alors une instabilité antérieure prothétique avec risque de dissociation du polyéthylène.

2. Récidive de subluxation et usure du polyéthylène

Le déclipsage peut être vu sans lâchage du sous-scapulaire. Chez des patients avec une usure asymétrique dégénérative de la glène (B1 ou B2 de WALCH) et malgré une réorientation correcte de l'interligne articulaire soit par greffe osseuse soit par alésage asymétrique lors de la pose de la prothèse, la tendance à la subluxation postérieure se reproduit avec pour conséquence une sollicitation excentrique qui peut être à l'origine d'une dissociation. Dans ces cas, l'insert peut présenter ou pas une usure postérieure.(21,191) Dans les cas d'usure avancée du polyéthylène, celle-ci peut, au stade ultime, atteindre le système d'encliquetage et provoquer la dissociation de l'insert. Cette complication préoccupante a notamment émaillé les suites de l'utilisation de deux types de glènes metal-back et poussé les concepteurs à redessiner le système de « clipsage » de l'insert.

COFIELD(43) déplorait dans sa première série deux dissociations sur 32 implants (6%) qui l'avaient amené à modifier sa glène. Les dissociations n'avaient cependant pas disparu puisqu'il en retrouvait deux dans sa deuxième série (1%) (44). La glène AEQUALIS avait elle aussi été modifiée pour un système de clipsage à coulisse. En 1999 une attention toute particulière était demandée aux chirurgiens lors de la mise en place de l'insert. Un « CLIC » bien distinct devait être entendu lors de l'encliquetage et enregistré dans le compte-rendu opératoire. Si un doute subsistait, un deuxième insert était prévu pour le remplacer. En cas de nouveau doute, le fabricant recommandait alors de changer la glène metal-back pour une glène cimentée.

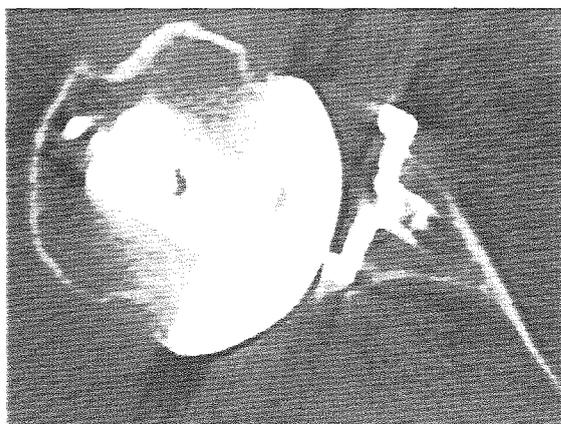


Figure 52 : Récidive de subluxation postérieure et usure du polyéthylène

3. Les échecs de fixation osseuse

L'analyse d'une série de 354 prothèses totales d'épaules avec glène non scellée (Aequalis, Tornier, Saint Ismier) par BOILEAU, AVIDOR et WALCH (21) a permis de mettre en évidence deux types d'échec de ce type d'implant, les échecs initiaux et les échecs secondaire de fixation.

a. les échecs initiaux de fixation (avant 3 ans)

Dans ces cas, le composant polyéthylène était retrouvé « comme neuf » lors de la reprise chirurgicale alors qu'aucune réhabilitation osseuse ne s'était effectué derrière l'implant métallique. Le bilan radiologique montrait un liséré évolutif autour de l'implant métallique sans usure du polyéthylène. Lors de la révision, le capital osseux glénoïdien n'était pas altéré autorisant la remise en place en un temps d'une glène cimentée dans de bonne conditions.

b. les échecs secondaires de fixation (après 3 ans)

Dans les cas d'échec secondaires, la problématique apparaît comme bien différente. Après acquisition d'un bon résultat initial, la situation fonctionnelle se dégradait petit à petit avec réapparition des douleurs et diminution de l'élévation antérieure. Le bilan radiologique montrait une ostéolyse massive de la glène et une usure de l'implant en polyéthylène. Lors de la reprise, on retrouvait une importante usure du polyéthylène, celle-ci étant parfois complète autorisant un contact direct

entre la tête prothétique et la platine métallique, à l'origine de la formation de débris d'usure.

Ces débris étaient à l'origine d'une réaction synoviale importante avec coloration noirâtre (métallose). Quelques fois, l'usure avait abouti au déclipage du polyéthylène usé restant. L'examen anatomo-pathologique concluait à la présence d'un granulome mixte au polyéthylène et au métal. WALLACE, WALSH et SONNABEND (191) avaient fait la description d'un cas similaire. L'examen histologique montrait une classique réaction à corps étranger avec granulome, nombreuses cellules polynucléées et macrophages contenant des débris métalliques. Des débris de polyéthylène étaient également retrouvés disséminés dans tout le tissu. Les auteurs pensaient que les débris d'usure du polyéthylène, parfois associés à des débris métalliques, étaient à l'origine de la formation d'un granulome, classiquement connu comme facteur de descellement ou défaut d'ancrage par induction d'une ostéolyse autour de l'implant métallique(195,197)

Il s'agit donc là d'un échec de fixation secondaire dont COFIELD avait déjà fait état (44) puisqu'il retrouvait 6,5% de liserés complets et/ou de migration ou de bascule de l'implant et 18% de métallose en rapport avec une usure complète de l'insert en polyéthylène avec un recul de 4,6 ans sur une série de 62 glènes metal-back. Le stock osseux glénoïdien au cours de ces reprises est bien plus altéré que dans les échecs initiaux, du fait de l'ostéolyse et de la métallose infiltrée. La repose d'un implant glénoïdien n'est pas toujours possible d'emblée, obligeant à une greffe osseuse spongieuse ou cortico-spongieuse du défaut et parfois repose d'une glène lors d'une deuxième reprise chirurgicale.

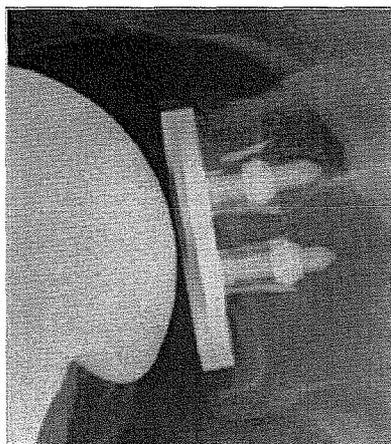


Figure 53 : échec secondaire de fixation

III. Synthèse

Les avantages potentiels d'un resurfacage de la glène par rapport à une simple hémiarthroplastie sont maintenant identifiés (meilleur point d'appui procurant plus de force et de meilleures amplitudes, diminution des douleurs). Ces avantages ont néanmoins un prix.

La mise en place d'un implant glénoïdien implique un temps d'intervention plus long et peut s'accompagner d'une perte sanguine plus importante(150). En outre, l'implant glénoïdien est associé à la présence de lisérés et de complications diverses pouvant mener à une reprise.

L'incertitude quant à l'avenir de ces implants est un sujet de préoccupation et certains préfèrent ne pas resurfacier la glène.

Néanmoins, PFHALER (149) retrouve un taux de complication secondaires comparables entre les prothèses totales et les hémiarthroplasties. (11.3% et 11.7% respectivement) mais un taux de réintervention statistiquement inférieur pour les prothèses totales (6.1% et 11.5% respectivement, $p=0.001$).

Comme nous l'avons vu, les recommandations en faveur de l'utilisation d'un implant glénoïdien doivent être modulées en fonction de l'étiologie.

TROISIEME PARTIE :

FAILLITE DE L'IMPLANT GLENOIDIEN ET REPRISE CHIRURGICALE

INTRODUCTION

Lorsque l'option du resurfacement de la glène a été posée, la surveillance clinique et radiologique prolongée du patient est essentielle afin de dépister une éventuelle complication.

Lorsqu'il s'agit d'un implant cimenté, l'attention sera focalisée sur la présence d'un liséré et son évolution dans le temps. Si le taux de liséré varie de 30 à 93%, le taux de reprise pour faillite de l'implant glénoïdien varie de 0 à 5.6% selon les séries(181).

Lorsqu'il s'agit d'un implant non cimenté le taux de reprise chirurgicale varie de 0 à 12.5%.(162).

Comme dans l'arthroplastie de la hanche et du genou, il est certain qu'un chirurgien de l'épaule sera confronté à un échec de l'implant glénoïdien au cours de son activité. Une analyse de la situation devra alors être menée devant cette épaule redevenue symptomatique et une décision prise à la lumière de l'expérience du praticien et des données disponibles dans la littérature.

LA SERIE

Notre étude réunit les cas de prothèses totales d'épaule dont l'implant glénoïdien a échoué et qui ont fait l'objet d'une reprise chirurgicale.

Le but de ce travail est de vérifier si les interventions de reprise après échec de la glène sont justifiées. Il s'agit également d'évaluer chaque option chirurgicale et de dégager leurs indications.

La rareté des indications a justifié la réalisation d'une étude multicentrique et rétrospective. Nous avons choisi de profiter de l'expérience de chirurgiens rompus à la chirurgie de l'épaule, reconnus dans le domaine de l'arthroplastie, disposés à revoir les malades et à nous confier leurs dossiers.

37 dossiers concernant 36 patients, réopérés entre juin 1994 et juillet 2001 ont pu être analysés de façon rétrospective. Nous avons personnellement revu 10 patients à la Clinique de Traumatologie et Orthopédie de Nancy (service Professeur MOLÉ) et dans le service d'Orthopédie et Traumatologie de Nice L'Archet II (service

Professeur BOILEAU), les autres étant suivis par les opérateurs suivant une fiche de révision que nous avons établi.

I. Patients et méthode

A. Patients

1. Critères d'inclusion

Les patients devaient avoir été opérés et suivis par un des trois opérateurs.

Le recul minimum était fixé à 12 mois afin d'étudier les résultats cliniques de ces interventions chirurgicales. Le diagnostic d'échec de l'implant glénoïdien d'une prothèse totale d'épaule devait avoir été fait avant ou pendant l'intervention. Chaque patient devait avoir été revu avec la fiche de révision.

Ville	Opérateur	Nombre de cas
NANCY	Pr MOLÉ	7
NICE	Pr BOILEAU	9
LYON	Dr WALCH	21

Tableau n°18 : Répartition par ville et par opérateur

2. Caractéristiques de la population

- **Nombre** : 37 épaules chez 36 patients
- **Age** : l'âge moyen à l'intervention initiale était de 61.6 ans avec des extrêmes de 47 à 82 ans et de **66.4 ans** à la reprise (48.2-83 ans).
 - **L'intervalle moyen** entre l'intervention initiale et la reprise était de **51.8 mois** (2-132 mois) ou **4.3 ans**
- **Sexe** : 13 hommes (36%) pour 23 femmes (64%)
- **Epaule atteinte** : 24 épaules droites (65%) contre 13 épaules gauche (35%)
 - **Côté** : le côté dominant était atteint dans 29 cas (78.4%) et le côté non dominant dans 8 cas (21.6%)

3. Indication initiale

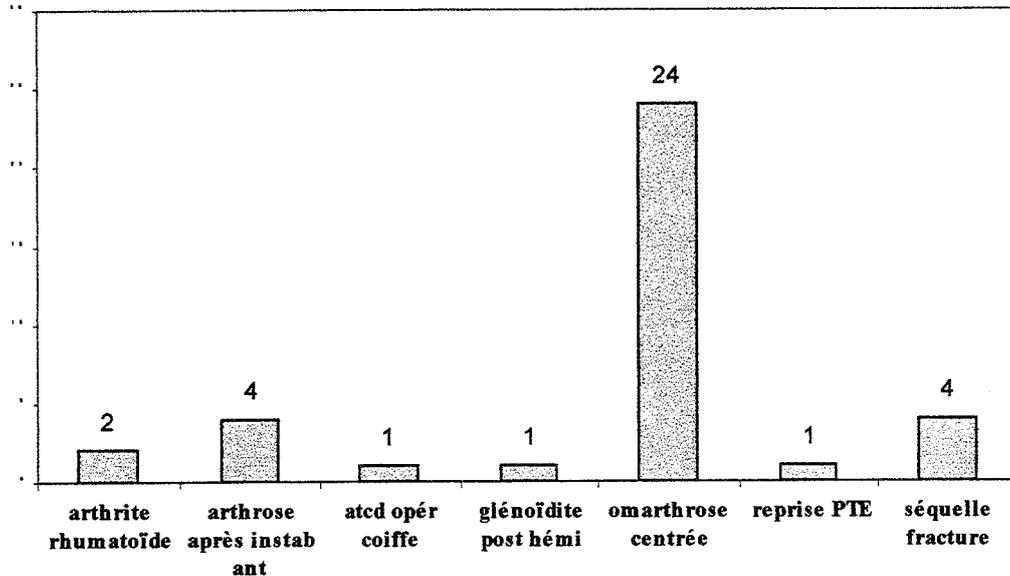


Figure n°54 : Indications initiales

L'omarthrose centrée était l'indication initiale la plus fréquente pour la mise en place d'une prothèse totale d'épaule (24 cas soit 64.8% de la série).

Dans un cas l'intervention initiale concernant la glène a été considérée comme la reprise d'une prothèse humérale simple pour mise en place d'un implant glénoïdien du fait d'une usure douloureuse de la glène osseuse.

Dans un autre cas (reprise de PTE) nous avons considéré comme procédure initiale un changement d'implant glénoïdien d'une prothèse totale. Ce changement était indiqué dans le cadre de la prise en charge d'une instabilité postérieure. Le geste avait consisté en une augmentation de l'antéversion de l'implant.

Ce sont les échecs de ces implants glénoïdiens que nous avons étudié chez ces patients.

4. Interventions intercalées

Entre l'intervention initiale et la reprise pour échec de la glène, trois patients ont été opérés.

➤ Un patient a été opéré d'une fracture diaphysaire humérale sous la queue de la prothèse avec ostéosynthèse par plaque.

➤ Une patiente a été victime d'une rupture du sub-scapularis lors d'un contrôle radiographique, avec luxation antérieure de la prothèse et déclipsage de l'insert en polyéthylène. Le sub-scapularis a alors été réparé et l'insert « reclipé » sur la platine métallique.

➤ Un patient a été réopéré pour une instabilité postérieure deux mois après l'intervention initiale. Une capsulorrhaphie postérieure par voie antérieure a été réalisée. Une semaine plus tard, devant la persistance des symptômes, une nouvelle capsulorrhaphie postérieure, par voie postérieure, a été effectuée. La situation a été stabilisée pendant 6 mois avant une nouvelle reprise pour capsulorrhaphie postérieure, et réorientation humérale.

B. Méthode

1. La fiche de révision

a. Examen préopératoire

Pour chaque patient, les données de l'état civil, le sexe, l'étiologie initiale, l'épaule atteinte, le côté, la date de l'intervention initiale, la date de la reprise chirurgicale et l'intervalle entre les deux étaient consignés.

La date de la révision était ensuite notée permettant de calculer le recul par rapport à la date de la reprise. Les éventuelles interventions chirurgicales intercalées entre l'intervention initiale et la reprise étaient consignées. Le motif de la consultation et les mobilités étaient notées. L'élévation antérieure active et passive, la rotation externe active coude au corps et la rotation interne active ont été mesurées.

Le score de CONSTANT(47) a été retenu comme méthode d'évaluation fonctionnelle pré et postopératoire. Ce score, établi sur 100 points, permet de quantifier la douleur, l'activité, la mobilité et la force de l'épaule. Le score pondéré en fonction de l'âge et du sexe a été calculé pour chaque patient en préopératoire et à la révision.

b. Analyse radiologique

L'analyse radiologique a été effectuée sur des clichés standards de l'épaule de face pré opératoire et à la révision.

L'évaluation des glènes cimentées se faisait selon la grille de cotation de MOLÉ (128) avec établissement du score liséré. La position de l'implant glénoïdien était notée (en place, migrée ou luxée).

Une fiche différente permettait l'évaluation des glènes non cimentées. On recherchait la présence d'un liséré. Une bascule ou un enfoncement de l'implant ainsi qu'un déboulonnage des vis, une fracture d'une pétale du système d'expansion ou un déclipsage de l'insert polyéthylène étaient recherchés.

c. L'intervention

La voie d'abord et l'état de la coiffe des rotateurs étaient précisés ainsi que le détail de l'attitude de l'opérateur sur l'implant huméral et sur la glène .

Enfin d'éventuels gestes associés étaient relevés.

d. Le stock osseux

Le stock osseux après ablation de l'implant glénoïdien était évalué selon la classification d'ANTUNA (6) que nous avons modifiée afin de regrouper les différents types de lésions en trois types (I, II et III)

Nous avons classé, à partir des descriptions faites dans les comptes-rendus opératoires, les lésions osseuses de la glène après ablation de l'implant. Deux critères étaient pris en compte : la localisation de la perte de substance et le degré de l'atteinte.

La perte de substance osseuse était **périphérique** ou **centrale**.

L'atteinte centrale du stock osseux était une constante commune retrouvée dans tous les cas. Elle correspondait à la quille d'ancrage des glènes cimentées et aux vis des platines de glènes metal-back.

Trois types étaient distingués :

* **Le type I**

Il était caractérisé par une perte de substance osseuse **centrale isolée** avec préservation de la périphérie de la glène.

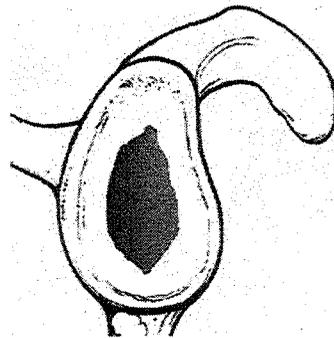


Figure n°55 : Type I

* **Le type II**

L'atteinte est centrale avec préservation de la coque périphérique. La différence avec le stade I se fait sur la sévérité de l'atteinte centrale comme illustré par le schéma suivant.

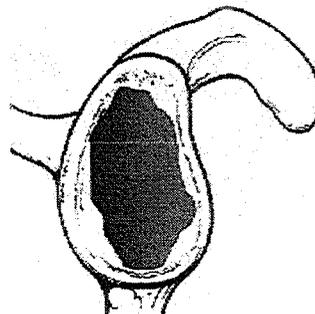


Figure n°56 : Type II

* Le type III

Il regroupait les glènes dont l'atteinte est **combinée**. La « coque » périphérique était lésée avec une atteinte localisée à une des deux « parois » ou aux deux.

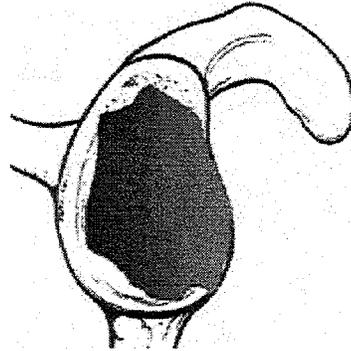


Figure n°57 : Type III

e. Etat à la révision

Nous avons repris ici les items présents dans l'examen préopératoire. Ces données étaient complétées par la détermination du score de NEER (excellent, satisfaisant, non satisfaisant).

Le résultat subjectif était déterminé par l'indice de satisfaction du patient (très content, content, déçu, mécontent).

2. Analyse statistique

L'ensemble des informations recueillies ont été saisies sur un tableur Microsoft EXCEL et l'exploitation des données a été réalisée grâce au logiciel « STATVIEW ».

4 tests statistiques ont été réalisés :

- Le test du Chi 2 a permis de comparer les variables quantitatives.
- Les tests de STUDENT, de BARTLETT et de FISHER ont été utilisés pour comparer les variables quantitatives et les variables qualitatives.

II. Résultats

A. Situation avant la reprise

1. Clinique

a. Score de CONSTANT

➤ **Douleur : 4.8/15 points**

Elle est inférieure à 5/15 dans 70% des cas et une seule patiente à une douleur cotée à 15/15. C'est le principal motif de consultation en combinaison avec la perte de mobilité.

➤ **Activité : 6.9/20 points**

Elle reflète l'importance du handicap dont souffrent les patients.

➤ **Mobilité : 17.4/40 points**

La mobilité est inférieure à 20/40 dans 60% des cas.

➤ **Force : 4/25 points**

Dix-sept fois, elle a été cotée à 0. Dans 6 cas, l'élévation restait inférieure ou égale à 60° (épaule pseudoparalytique), ne permettant pas de tester la force dans les conditions définies par CONSTANT.

➤ **Score total moyen : 33.1 points soit 45.4% en score pondéré.**

Ce score faible reflète la sévérité de l'atteinte initiale.

b. Amplitudes moyennes

➤ **Elévation antérieure active**

L'élévation antérieure active était mesurée sur un patient debout. Sa valeur moyenne est de 96.5°

➤ **Elévation antérieure passive**

L'élévation antérieure passive est de 132.5°

➤ **Rotation externe coude au corps active**

Elle est mesurée en actif dans la position coude au corps. La rotation externe moyenne est de 27.6°.

➤ **Rotation interne active**

La rotation interne est déterminée par le niveau atteint avec la main dans le dos. Elle est cotée sur 10 points suivant les modalités du score de CONSTANT. La rotation interne moyenne est de **4 points**, c'est-à-dire que la main atteint la hauteur du **sacrum**

2. Radiologique

➤ **Les glènes cimentées (19 cas)**

Le score liséré moyen est de 13.8 points

*** Le score était deux fois compris entre 0 et 5.**

Dans un cas (score=4) le diagnostic de descellement glénoïdien a été évoqué sur des clichés scannographiques alors que les clichés standards et une scintigraphie osseuse étaient normaux, dans un contexte de dégradation du résultat fonctionnel.

Dans le deuxième cas (score=0), il a été constaté une mobilité associée à une usure antérieure de l'implant glénoïdien lors de la reprise initialement indiquée pour mobilisation d'une tige humérale non scellée dans un contexte d'hyperlaxité constitutionnelle.

*** Le score était quatre fois compris entre 6 et 12** faisant suspecter un descellement.

*** Enfin, le score était supérieur ou égal à 12** dans les treize autres cas, résultat considéré comme descellement certain. Parmi ceux-ci, l'implant était luxé trois fois et le score liséré égal à 18 dans sept cas.

Score liséré	0 à 5 points	6 à 11 points	≥12 points
Nbre de cas	2	4	13

Tableau n°19 : Répartition des score lisérés selon MOLÉ

➤ **Les glènes non cimentées (17 cas).**

Il s'agissait de glènes du système Aequalis (TORNIER) avec une platine métallique fixée à la glène osseuse par deux vis à expansion. L'analyse radiologique se portait sur :

- * la présence d'un liséré
- * une bascule ou un enfoncement de l'implant
- * un déboulonnage des vis supérieures et inférieures
- * le bris des pétales des vis à expansion
- * un déclipsage de l'insert en polyéthylène de la platine

Un liséré était présent sept fois, l'implant avait basculé ou s'était enfoncé trois fois.

Lorsqu'il existait un échec de fixation initial ou secondaire on retrouvait dans tous les cas un déboulonnage des vis et une fracture des pétales. En revanche, dans les récurrences de subluxation postérieure et usure du polyéthylène ainsi que les déclipsages, le système de fixation de la platine était intact.

➤ **La glène de MAZAS**

Cette glène à appui acromial présentait une ostéolyse autour des plots de fixation ainsi qu'un arrachement de la patte de fixation acromiale.

3. Types de complication

➤ **Glènes cimentées (19 cas)**

- * **descellement aseptique** : 15 cas
- * **descellement septique** : 3 cas
- * **instabilité postérieure et usure polyéthylène** : 1 cas

- **Glènes non cimentées (17 cas)**
 - * **déclipsages insert polyéthylène : 4 cas**
 - * **échec initial de fixation : 8 cas**
 - * **échec secondaire de fixation : 2 cas**
 - * **instabilité postérieure et usure polyéthylène : 3 cas**

- **Glène de MAZAS**
 - * **descellement**

B. Technique opératoire

➤ **Installation**

Tous les patients étaient installés en position demi-assise.

➤ **Voie d'abord**

La voie d'abord deltopectorale était utilisée dans tous les cas, avec préservation de l'insertion osseuse du chef antérieur (claviculaire) du muscle deltoïde. La partie antérieure du chef moyen ou acromial du deltoïde a été désinsérée dans deux cas pour obtenir une meilleure exposition avec réinsertion trans-osseuse en fin d'intervention.

Un débridement prudent de l'espace sous acromio-deltoïdien était effectué pour mettre en évidence la coiffe des rotateurs. Le subscapularis était repéré par son bord supérieur en même temps que l'intervalle des rotateurs. On repérait ensuite son bord inférieur et le nerf axillaire. Le subscapularis était retrouvé intact 28 fois. Un relèvement était effectué 22 fois par incision verticale du tendon à 1 cm de l'insertion sur la petite tubérosité et 4 fois par une ostéotomie de la petite tubérosité. Cette ostéotomie était choisie à titre systématique dans trois cas (PB) et devant la fragilité du tendon restant (DM) dans un cas. Deux fois le subscapularis n'était pas relevé, l'opérateur (GW) procédant à une incision horizontale dans le sens des fibres musculaires pour extraire le composant glénoïdien descélé.

Cinq ruptures partielles du subscapularis ont été constatées. Dans tous les cas, le tendon partiellement rompu était incisé verticalement.

Le tendon et le muscle étaient ensuite libéré par une capsulotomie juxtaglénôïdienne antérieure et mis sur fils d'attente.

Le subscapularis était le siège d'une rupture complète au niveau de l'insertion tendineuse dans 3 cas et en plein corps musculaire dans un cas.

L'état des tendons des muscles supra et infraspinatus était jugé sur la trophicité et la présence ou non d'une rupture partielle ou totale. Ces deux tendons étaient retrouvés intact 31 fois. Chez 6 patients ont mettait en évidence une rupture complète des deux tendons dont une seule a fait l'objet d'une réparation. Dans les cinq autres cas, la rupture des tendons de la coiffe a modifié l'option chirurgicale, faisant opter pour la mise en place d'une prothèse inversée.

➤ **L'implant huméral**

L'implant huméral était ensuite évalué. Il était non descellé (7 tiges cimentées) et a été conservé 7 fois, un refoulement vers l'arrière à l'aide d'un écarteur intra-articulaire ayant permis une exposition suffisante de la glène. Dans 4 autres cas ou la tige humérale n'était pas descellée, l'exposition de la glène a nécessité la dépose de la calotte humérale. Cette option, théoriquement autorisée par la modularité de la prothèse Aequalis, n'a été possible que 4 fois. Dans les autres cas, la simple ablation de la calotte n'a pas été possible du fait de la mise en place de la vis d'union entre l'entretoise et la calotte céphalique ou d'une absence de modularité de la prothèse en place.

La tige humérale non descellée a du être retirée dans son ensemble pour des raisons d'exposition dans 9 cas (3 Neer et 6 Aequalis) et pour repose d'une prothèse DELTA dans 4 cas. Dans un cas, il existait un conflit entre la métaphyse humérale et la partie inférieure de la glène du fait d'une ascension de la tête humérale par rupture de coiffe. Cette tige humérale non descellée a été déposée. Dans deux autres cas, la calotte était le siège d'une usure après frottement sur la platine d'une glène metal-back. Après une tentative infructueuse de dépose de la calotte, l'ensemble de l'implant huméral a été déposé.

Six tiges non scellées initialement (4 Aequalis et 2 Neer) ont du être déposées du fait d'une mobilisation de l'implant.

Une tige de Mazas cimentée était descellée et a été déposée.

On dénombrait 3 descelllements septiques pour lesquels l'implant huméral a été déposé.

Au total, 26 implants huméraux (20 cimentés et 6 non cimentés) ont été déposés, 7 ont été conservés et seule la calotte humérale a été enlevée dans 4 cas.

L' humérus était ensuite refoulé en arrière par un écarteur intra-articulaire et la glène exposée.

➤ La glène

Un bilan de l'implant glénoïdien était alors réalisé, celui-ci étant ensuite ôté en prenant garde à préserver au maximum le capital osseux sous-jacent. L'implant a été déposé dans tous les cas.

Dix-sept glènes metal-back AEAQUALIS ont été déposées. Le type de complication survenu était analysé et classé selon BOILEAU (Nice 2001). On dénombrait 4 déclipages de l'insert polyéthylène de la platine, 8 échecs initiaux de fixation, 2 échecs secondaires de fixation, 3 récives de sublaxations postérieures et usure du polyéthylène.

Dix-neuf glènes cimentées ont été déposées. Il s'agissait quinze fois d'un descelllement aseptique, d'une usure du polyéthylène sur instabilité postérieure sans descelllement et de trois sepsis.

Une glène de Mazas était « descellée » et était déposée.

Après ablation de l'implant, un bilan du stock osseux glénoïdien restant était établi.

➤ Le stock osseux

Quel que soit le type d'implant initial ou la complication intervenue, le **dénominateur commun** de ces reprises était le **capital osseux glénoïdien résiduel**. L'atteinte centrale du stock osseux était une constante commune retrouvée dans tous

les cas. Elle correspondait à la quille d'ancrage des glènes cimentées et aux vis des platines de glènes metal-back.

La répartition des différents types observés dans notre série est exposée dans le tableau suivant :

Tableau n°20 : Répartition en fonction des stades

Stade	Nombre de cas
I	17 (46%)
II	12 (32.4%)
III	8 (21.6%)
Total	37

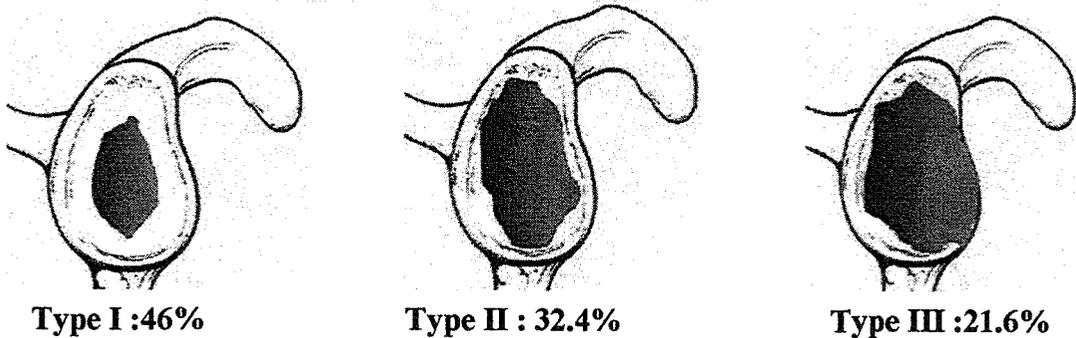


Figure n°58: Répartition en fonction des types

➤ Les greffes

Lors de la reprise, les opérateurs ont choisi, en fonction de la perte de substance, de procéder à une greffe de la glène afin de reconstituer un stock osseux.

Néanmoins, dans un cas, une greffe a été réalisée afin de corriger l'orientation d'un implant glénoïdien (tilt supérieur) et non pour combler une perte de substance.

Sur l'ensemble de la série, on dénombrait **15 greffes** osseuses glénoïdiennes soit **40.5%**. (14 pour comblement soit **38%** et 1 pour réorientation glénoïdienne). Toutes les greffes pour comblement d'une perte de substance osseuse ont été prélevées sur la crête iliaque homolatérale à l'épaule opérée. La greffe utilisée pour corriger le tilt supérieur était prélevée au dépend de la métaphyse humérale proximale. Aucune greffe n'était vissée, toutes étaient **impactées** en force dans la glène restante. Les greffons étaient en majorité **corticospongieux** (12 fois). Deux fois, seuls des greffons spongieux étaient prélevés pour combler une perte de substance centrale

(glènes de type II). La greffe prélevée sur la métaphyse humérale proximale était à prédominance corticale.

Au total, une glène polyéthylène cimentée a été reposée dans 19 cas dont deux fois en association avec une greffe osseuse, 12 arthroplasties sans interposition de matériel ou « glénoïdoplasties » ont été réalisées dont 8 avec greffe osseuse, 5 prothèses DELTA été implantées et un patient a fait l'objet d'une résection arthroplastique.

➤ **Le ciment diaphysaire huméral**

Lors de la dépose des 20 tiges humérales cimentées différentes attitudes vis-à-vis du manteau de ciment étaient adoptées. Après ablation de la partie proximale métaphysaire du ciment, le fourreau diaphysaire était **conservé** 12 fois (60%), autorisant le scellement itératif d'une tige de diamètre inférieur. L'ensemble du ciment huméral était **retiré** 8 fois (40%) avant de sceller à nouveau une tige sauf dans le cas de résection arthroplastique. Dans un cas, l'extraction du ciment a nécessité la réalisation d'une corticotomie. Six nouveaux implants huméraux étaient scellés après ablation d'une tige non cimentée.

➤ **Gestes complémentaires**

Une capsulorrhaphie postérieure a été effectuée dans 4 cas devant la présence d'une poche de décollement postérieure associée à une instabilité postérieure. Lorsqu'il existait une métallose, une synovectomie élargie et un curetage osseux le plus complet possible étaient pratiqués (9 cas). Dans 4 cas, l'opérateur a procédé à une ténodèse de la longue portion du biceps brachial par section de la portion intra-articulaire. Dans les autres cas, une ténodèse avait été effectuée lors de la mise en place de la prothèse initiale.

➤ **Fermeture**

La réparation du subscapularis était assurée en fin d'intervention par une suture tendino-tendineuse par un fil non résorbable de gros calibre. Quand l'incision était pratiquée à moins d'un centimètre de l'insertion osseuse, une suture trans-osseuse

était pratiquée. Dans les 4 cas de relèvement par ostéotomie, une ostéosuture était réalisée en fin d'intervention.

Dans le cas de rupture du subscapularis en plein corps musculaire, un transfert du muscle pectoralis major sur le tendon du subscapularis a été réalisé.

➤ **Les complications peropératoires**

Une seule complication peropératoire concernant la glène était décrite. Il s'agissait de la fragilisation de la colonne antérieure lors de l'ablation d'une platine metal-back. Cette fragilisation n'a cependant pas empêché l'opérateur de « resceller » une glène polyéthylène dans le même temps opératoire.

Huit complications peropératoires concernaient l'humérus : deux fractures de la petite tubérosité et une fracture de la grosse tubérosité lors de l'extraction de la tige ayant nécessité une ostéosuture, un trait de refend diaphysaire traité par cerclage et une fragilisation épiphysaire humérale à l'ablation du ciment.

Deux fractures humérales survenues lors de la dépose de la tige initiale et une fausse route sur une tige longue DELTA ont été diagnostiquées sur les clichés post-opératoires.

Le taux de complication peropératoire s'élève donc à 24.3% (9 cas).

C. Complications postopératoires précoces (avant 3 mois)

Deux cas ont été recensés soit 5% de la série :

➤ une récurrence de subluxation antérieure motivant une reprise pour arthrolyse, libération du sub-scapularis et ténotomie du coraco-biceps.

➤ Un sepsis à Staphylococcus Aureus Méti-R sur prothèse DELTA nécessitant une reprise pour dépose de la prothèse, résection arthroplastique et antibiothérapie parentérale double (TARGOCID et RIFADINE) puis per os par FUCIDINE suite à une allergie au TARGOCID.

D. Complications tardives (au-delà du 3^{ème} mois)

On déplore 6 complications tardives soit 16% :

➤ **Deux descellements itératifs de glène polyéthylène cimentée.**

Une nouvelle reprise a été effectuée pour dépose simple de l'implant descellé chez un patient avec instabilité postérieure récidivante. Une consultation de contrôle 28 mois après cette deuxième reprise met en évidence une usure de la glène osseuse et un résultat fonctionnel médiocre avec score de CONSTANT à 12 points/100.

Une patiente a fait l'objet d'une reprise itérative au 33^{ème} mois pour dépose simple, l'implant glénoïdien étant luxé dans l'articulation suite à un épisode de luxation antéro-interne. Ce geste « a minima » a été imposé du fait d'une insuffisance rénale constatée lors du bilan pré-anesthésique. Une nouvelle reprise a été effectuée pour repose d'un implant glénoïdien cimenté 5 mois plus tard. Cette patiente, particulièrement instable du fait d'une hyperlaxité constitutionnelle, a de nouveau été victime d'une luxation antéro-interne dans les suites au cours d'un transfert hospitalier, sans conséquence pour la glène. Une consultation de contrôle à un an de la dernière reprise était rassurante avec un score de CONSTANT à 69 points/100 et une radio normale.

➤ Un cas de **détachement du tubercule mineur** qui avait été ostéosuturé lors de la reprise.

➤ Deux cas de **rupture de coiffe**. Dans un cas le patient avait bénéficié d'une glénoïdoplastie avec greffe osseuse de la glène. Celle-ci s'étant bien intégrée, une nouvelle reprise par prothèse DELTA a été effectuée. Une luxation prothétique est survenue à la 48^{ème} heure au centre de rééducation, nécessitant une réduction sous anesthésie générale suivi d'une immobilisation coude au corps pendant 45 jours. Le score de CONSTANT 13 mois après cette deuxième reprise est à 48.5 points/100 avec une prothèse stable.

- Une **instabilité postérieure récidivante** avec phénomènes de subluxations bien ressentis par la patiente.

Le taux global de complications postopératoires (précoces et tardives) est de 22% (8 cas).

E. Réinterventions

Au total, 5 patients ont dû être opérés à nouveau (14%) après la reprise pour échec de l'implant glénoïdien.

F. Résultats à la révision

L'âge moyen à la révision était de **68.4 ans**

1. Résultats cliniques

- **Le recul**

Le recul moyen est de **28.5 mois** soit **2.4 ans** (12 à 69 mois)

- **La mobilité**

- **Elévation antérieure active : 118°**
- **Elévation antérieure passive : 137.5°**
- **Rotation externe active : 33.8°**
- **Rotation interne active : 5.6/10 (à hauteur de L4)**

- **Le score de CONSTANT**

- **Douleur : 9.4/15 points**
- **Activité : 12.8/20 points**
- **Mobilité : 24.2/40 points**
- **Force : 6/25 points**
- **Score total moyen : 52.3/100 points soit 71.7% en pondéré.**

- **Le résultat subjectif**
 - 13 patients sont très contents **35%**
 - 12 patients sont contents **32.4%**
 - 11 patients sont déçus **30%**
 - 1 est mécontent à la révision **2.6%**

- **Le score de NEER**
 - 7 résultats étaient cotés « excellents » **19%**
 - 14 étaient « satisfaisants » **38%**
 - 16 étaient « non satisfaisants » **43%**

2. Résultats radiologiques

- **Les glènes cimentées (19 cas)**

Le score liséré selon MOLÉ a été calculé :

- 6 glènes étaient indemnes de liséré
- 6 scores étaient entre 1 et 5
- 5 entre 6 et 11
- 2 patients avaient un score égal à 18, un descellement étant survenu.

- **Les glénoïdoplasties (12 cas)**

- 8 glènes ont fait l'objet d'une greffe. Sur les 8 greffes, trois se sont usées jusqu'au pied de l'apophyse coracoïde au contact de la prothèse humérale, deux usures n'atteignent pas le pied de l'apophyse et une ne s'est pas intégrée.
- Une glène non greffée s'est usée au contact de l'implant huméral

III. Analyse des résultats

A. L'ensemble de la série

La comparaison des amplitudes préopératoires et à la révision montre une amélioration pour chacune d'entre elles, significative pour l'élévation antérieure active ($p=0.007$) et la rotation interne ($p=0.001$)

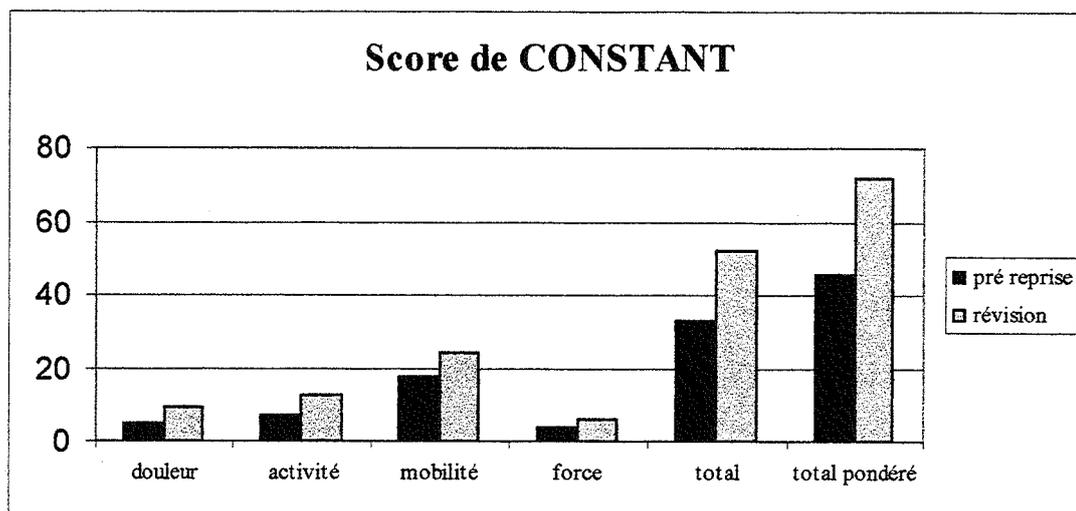


Figure n°59 : Score de CONSTANT avant la reprise et à la révision

En passant d'un score préopératoire moyen de 33.1 points à un score à la révision de 52.3 points le gain de 19.2 points l'amélioration à la révision du **score de CONSTANT est très significative ($p<0.0001$)**. Tous les items qui composent ce score sont significativement améliorés à la révision sauf la force. (**douleur** +4.6 points $p<0.0001$; **activité** +5.8 points $p<0.0001$; **mobilité** +6.9 points $p=0.0026$; **force** +1.9 points $p=0.12$).

Tableau récapitulatif des valeurs avant la reprise et à la révision de l'ensemble de la série :

SÉRIE	Avant reprise	Révision	Gain	p
EAA	96.5°	118°	+21.5	0.007
EAP	132.5°	137.5°	+5	0.42
RE1	27.6°	33.8°	+6.2	0.21
RI	Sacrum	L4	+2 vertèbres	0.001
Douleur	4.8 pts	9.4 pts	+4.6	<0.0001
Activité	6.9 pts	12.8 pts	+5.9	<0.0001
Mobilité	17.4 pts	24.2 pts	+6.8	0.0026
Force	4 pts	6 pts	+2	0.12
Constant	33.1 pts	52.3 pts	+19.2	<0.0001
Constant pond	45.4%	71.7%	+26.3	<0.0001

Tableau n°21 : Résultats de la série

1. La douleur

La douleur est une des doléances principales des patients en préopératoire. Quelle que soit le type de reprise envisagé, une diminution des douleurs doit être obtenue afin de soulager les patients.

On retrouve une amélioration **significative** du score douleur dans chaque groupe. La « glénoïdoplastie » obtient les résultats les plus modestes alors que le meilleur score en valeur absolue est obtenu avec la prothèse DELTA. C'est le meilleur gain de l'ensemble de la série (+7 points, p=0.03).

DOULEUR	Avant reprise	Révision	Gain	p
Repose glène	4.6	9.4	+4.8	0.0016
Glénoïdoplastie	5.3	8.6	+3.3	0.016
DELTA	4.4	11.4	+7	0.03
Résect. arthro	3	9	+6	—
Série	4.8	9.4	+4.6	<0.0001

Tableau n°22 : Récapitulatif de l'item DOULEUR

2. L'activité

Le gain est amélioré significativement dans le groupe « Repose glène » et sur l'ensemble de la série.

ACTIVITÉ	Avant reprise	Révision	Gain	p
Repose glène	7.2	14.3	+7.1	0.0003
Glénoïdoplastie	7.2	10.9	+3.7	0.08
DELTA	5.6	11.8	+6.2	0.11
Résec. Arthro	6	10	+4	—
Série	6.9	12.8	+5.9	<0.0001

Tableau n°23 : Récapitulatif de l'item ACTIVITÉ

3. La mobilité

MOBILITE	Avant reprise	Révision	Gain	p
Repose glène	19.4	26.7	+7.3	0.05
Glénoïdoplastie	17.5	23.7	+6.2	0.07
DELTA	12.4	19.6	+7.2	0.2
Résec. Arthro	2	8	+6	—
Ensemble	17.4	24.2	+6.8	0.0026

Tableau n°24 : Récapitulatif de l'item MOBILITÉ

Le gain en mobilité est significatif dans le groupe « Repose glène » et sur l'ensemble de la série.

4. La force

FORCE	Avant reprise	Révision	Gain	p
Repose glène	3.7	7.5	+3.8	0.07
Glénoïdoplastie	6	4.3	-1.7	0.38
DELTA	1.2	4	+2.8	0.052
Résec. Arthro	0	6	+6	–
Série	4	5.9	+1.9	0.12

Tableau n°25 : Récapitulatif de l'item FORCE

Aucun des différents type de reprise effectués au cours de cette série n'a permis une amélioration significative de la force à la révision. Tous les groupes améliorent le score « force » sauf les glénoïdoplasties (- 1.7 points).

5. Le score de CONSTANT

CONSTANT		Avant reprise	Révision	Gain	p
Repose glène	Standard	35	57.8	+22.8	0.003
	Pondéré	49.4	80.4	+31	0.0035
Glénoïdoplastie	Standard	36	47.5	+11.5	0.12
	Pondéré	47.2	63.1	+15.9	0.12
DELTA	Standard	23.6	46.8	+23.2	0.07
	Pondéré	32.2	66.2	+34	0.065
Resec. arthro	Standard	11	33	+22	–
	Pondéré	12	37	+25	–
Série	Standard	33.1	52.3	+19.2	<0.0001
	Pondéré	45.4	71.7	+26.3	<0.0001

Tableau n°26 : Récapitulatif du score de CONSTANT

Le score de CONSTANT est **significativement** amélioré dans le groupe « Repose glène » et sur l'ensemble de la série.

	Avant reprise	Révision	Gain	p
Repose glène				
EAA	100.5°	129°	+28.5	0.012
EAP	139°	142°	+3	0.6
RE1	28.4°	43.7°	+15.3	0.028
RI	Sacrum	L2	+4 vertèbres	0.0016
Glénoïdoplastie				
EAA	103.3°	103.3°	0	–
EAP	134.2°	131.7°	- 2.5	0.87
RE1	29.2°	28.7°	- 0.5	0.97
RI	Sacrum	L3	+3 vertèbres	0.0086
DELTA				
EAA	78°	118°	+40	0.058
EAP	112°	142°	+30	0.083
RE1	26°	15°	- 11°	0.4
RI	Sacrum	Fesse	- 3 vertèbres	0.19
Résec. arthro				
EAA	30°	90°	+60	–
EAP	90°	100°	+10	–
RE1	0°	0°	–	–
RI	Fesse	Fesse	–	–
Série				
EAA	96.5°	118°	+21.5	0.007
EAP	132.5°	137.5°	+5	0.42
RE1	27.6°	33.8°	+6.2	0.21
RI	Sacrum	L4	+2 vertèbres	0.001

Tableau n°27 : Récapitulatif des amplitudes dans chaque groupe

B. Résultats des différents types de reprise.

Nous avons analysé les résultats de chaque groupe de patients.

Les 37 patients ont été divisés en 4 groupes :

- **Groupe 1** : repose d'une glène cimentée (19 cas).
- **Groupe 2** : glénoïdoplastie (12 cas)
- **Groupe 3** : métaglène de prothèses inversée Delta (5 cas)

(indiquée dans notre série dans 5 cas d'échec de l'implant glénoïdien associés à une rupture non réparable des tendons des supra et infraspinatus)

- **Groupe 4** : résection arthroplastique (1 cas)

(indiquée dans notre série dans un cas de sepsis aigu)

1. Le groupe « Repose d'une glène »

Les résultats de ce groupe sont énumérés dans le tableau suivant :

Repose glène	Avant reprise	Révision	Gain	p
EAA	100.5°	129°	+28.5	0.012
EAP	139°	142°	+3	0.6
RE1	28.4°	43.7°	+15.3	0.028
RI	Sacrum	L2	+4 vertèbres	0.0016
Douleur	4.6	9.4	+4.8	0.0016
Activité	7.2	14.3	+7.1	0.0003
Mobilité	19.4	26.7	+7.3	0.05
Force	3.7	7.5	+3.8	0.07
CONSTANT	35	57.8	+22.8	0.003
CONSTANT pondéré	49.4	80.4	+31	0.0035

Tableau n°29 : Résultats du groupe « Repose glène »

La repose d'une glène donne des résultats en amélioration **significative** dans tous les items sauf pour l'élévation antérieure passive et la force. Toutes les glènes reposées dans ce groupe sont des implants cimentés à quille AEQUALIS (Tornier).



Figure n°60 :Avant reprise

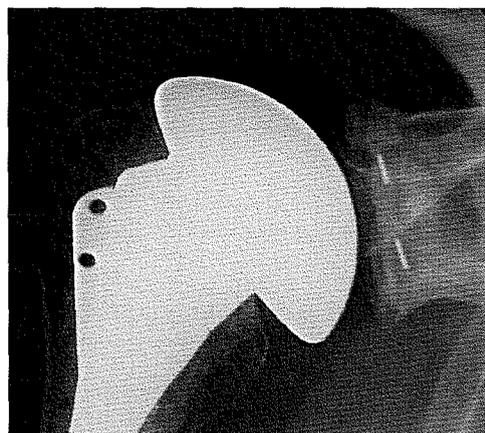


Figure n° 61: Après reprise



Figure n°62 :Patiente à la révision

2. Le groupe « glénoïdoplastie »

Glénoïdoplastie	Avant reprise	Révision	Gain	p
EAA	103.3°	103.3°	0	-
EAP	134.2°	131.7°	- 2.5	0.87
RE1	29.2°	28.7°	- 0.5	0.97
RI	Sacrum	L3	+3 vertèbres	0.0086
Douleur	5.3	8.6	+3.3	0.016
Activité	7.2	10.9	+3.7	0.08
Mobilité	17.5	23.7	+6.2	0.07
Force	6	4.3	-1.7	0.38
CONSTANT	36	47.5	+11.5	0.12
CONSTANT pondéré	47.2	63.1	+15.9	0.12

Tableau n°29 : Résultats du groupe « Glénoïdoplastie »

Une amélioration **significative** des scores douleur et rotation interne est retrouvée mais l'élévation antérieure active reste identique à ce qu'elle est en préopératoire et la rotation externe est diminuée.



Figure n° 63 : Glénoïdoplastie

3. Le groupe « Résection arthroplastique »

Résec. arthro	Avant reprise	Révision	Gain	p
EAA	30°	90°	+60	–
EAP	90°	100°	+10	–
RE1	0°	0°	–	–
RI	Fesse	Fesse	–	–

Tableau n°30 : Résultats du groupe « Résection arthroplastie »

La résection arthroplastique en milieu septique est une intervention aux buts limités et dont la récupération des amplitudes n'est pas l'objectif malgré une amélioration de l'élévation antérieure. Le score de CONSTANT à la révision est de 33 points avec avant tout une amélioration de la douleur.

4. Le groupe « DELTA »

Une autre option peut être envisagée dans ces interventions de reprises. Notre étude inclue 5 patients qui ont fait l'objet d'une reprise par prothèse inversée de GRAMMONT (DELTA, DePuy). L'indication était dans tous les cas l'association d'une faillite de l'implant glénoïdien avec une rupture de la coiffe des rotateurs non réparable.

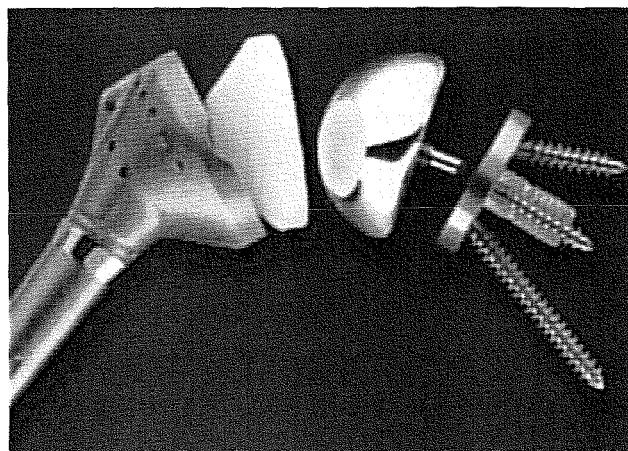


Figure n°64 : Prothèse de GRAMMONT (DELTA)

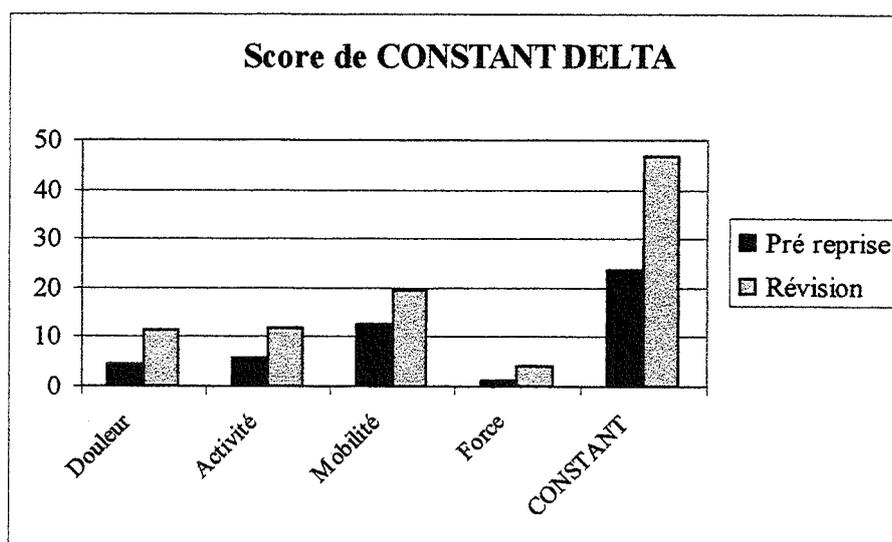


Figure n°65 : score de CONSTANT avant reprise et à la révision du groupe DELTA

En dépit d'une diminution de la rotation interne et externe, les résultats sont dans leur grande majorité meilleurs à la révision. L'amélioration du score **douleur** est significative avec un gain de 7 points ($p=0.03$) mais ne l'est pas pour les autres items.

DELTA	Avant reprise	Révision	Gain	p
EAA	78°	118°	+40	0.06
EAP	112°	142°	+30	0.08
REI	26°	15°	- 11°	0.4
RI	Sacrum	Fesse	- 3 vertèbres	0.2
Douleur	4.4	11.4	+7	0.03
Activité	5.6	11.8	+6.2	0.1
Mobilité	12.4	19.6	+7.2	0.2
Force	1.2	4	+2.8	0.05
CONSTANT	23.6	46.8	+23.2	0.07
CONSTANT pond.	32.2	66.2	+34	0.06

Tableau n°31 : Résultats du groupe « DELTA »

DISCUSSION

La chirurgie de reprise d'une prothèse totale est reconnue comme la plus techniquement difficile des interventions prothétiques de l'épaule(134). RODOSKY (162) retrouve dans une revue de littérature une incidence des reprises de glènes après prothèse totale d'épaule non contrainte variant de 0% à 12.5%. Bien que l'échec du composant glénoïdien soit une préoccupation majeure dans l'arthroplastie d'épaule, il existe peu de référence définissant les critères décisionnels dans la chirurgie de reprise.

L'analyse de nos résultats nous permet de dégager la conduite à tenir en cas d'échec de l'implant glénoïdien d'une prothèse totale d'épaule tout en les comparant à ceux de la série publiée par ANTUNA qui est comparable en terme d'indication, d'effectif et de conduite à tenir.

I. Les causes de l'échec

Les causes d'échec des prothèses totales d'épaule non contraintes sont connues. Par ordre de fréquence on retrouve le descellement des implants, l'instabilité, la rupture de coiffe des rotateurs, la fracture autour de la prothèse, l'infection, la défaillance des implants (désunion de prothèses modulaires) et les problèmes concernant le deltoïde(196). La mise en cause d'un seul facteur est peu fréquente, l'indication de reprise étant multifactorielle dans 68% des cas. Ces données sont conformes à celle énoncées par NEER et KIRBY pour lesquels plusieurs causes d'échecs étaient reconnues pour chaque reprise(134). Pour COFIELD et EDGERTON (42) l'identification des différents facteurs menant à l'échec d'une prothèse chez un patient est difficile en préopéraoire. Plus encore, la reconnaissance de ceux-ci lors de l'intervention de reprise requiert une certaine expérience en chirurgie prothétique de l'épaule. Dans leur série de 46 reprises, l'échec de l'implant glénoïdien était l'indication la plus fréquente suivie par l'instabilité. Dans une autre série, 68% des échecs de glène sont associés à d'autres facteurs (6).

Ce taux est supérieur dans notre série. Un facteur associé à l'échec de la glène est retrouvé dans 75.7% des cas. L'échec de la glène est a priori isolé dans les autres cas ou peut-être y a-t-il un ou des facteurs associés que nous ne sommes pas parvenu à identifier.

Facteur associé	Nombre de cas
Instabilité postérieure	13
Instabilité antérieure	3
Instabilité multidirectionnelle	2
Rupture de coiffe	5
Tige humérale non scellée mobile	6
Tige humérale scellée descellée	1
Sepsis	3

(Deux facteurs associés peuvent être présent chez le même patient)

Tableau n°32 : Les facteurs associés

Comme nous l'avons vu dans la deuxième partie de ce travail, l'origine de l'échec de l'implant glénoïdien est multifactorielle. L'instabilité postérieure ou multidirectionnelle est cependant le facteur associé le plus fréquemment rencontré dans notre série (40.5%).

Quand la glène n'était pas descellée, l'insert en polyéthylène présentait des signes d'usure à la partie postérieure ou s'était « décliné », dans les autres cas la glène était descellée ou présentait un défaut d'ancrage initial ou secondaire. Dans quatre cas, la présence d'une poche de décollement postérieure a fait poser l'indication d'une capsulorrhaphie postérieure afin de rétablir une balance ligamentaire correcte. Devant la fréquence d'une instabilité postérieure dans les reprises d'échec de glène et de ses conséquences potentielles, il paraît essentiel au cours de la reprise de veiller à restaurer une balance ligamentaire équilibrée.

L'opérateur doit pouvoir reconnaître cette instabilité et la corriger en agissant sur chacune de ses composantes (orientation et taille des pièces prothétiques, équilibre ligamentaire).

II. Faut-il reprendre les échecs glénoïdiens ?

La comparaison des résultats à la révision avec ceux recueillis avant l'intervention est sans équivoque. Tous les paramètres étudiés sont améliorés de façon statistiquement significative à l'exception de l'élévation antérieure passive, de la rotation externe et de la force.

Nos résultats sont comparables à ceux d'ANTUNA qui retrouve une amélioration de la douleur ($p < 0.001$) et des amplitudes à la révision.

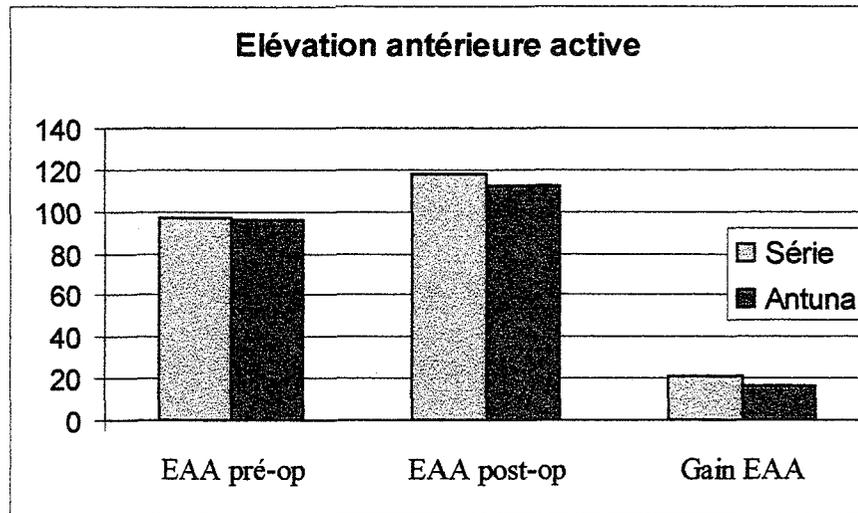


Figure n°66 : élévation antérieure active comparée

		Pré reprise	Révision	p
EAA	Série	96.5°	118°	0.007
	ANTUNA	96°	112°	0.026
REI	Série	27.6°	33.8°	0.21
	ANTUNA	36°	49°	0.006
RI	Série	Sacrum	L4	0.001
	ANTUNA	L4	L2	0.4

Tableau n°33 : Comparaison des amplitudes

Les interventions de reprise des échecs glénoïdiens sont donc justifiées.

Les résultats de l'ensemble de la série doivent néanmoins être affinés en fonction des différentes techniques de reprise.

III. Quel type de reprise ?

1. Reprise d'une glène non contrainte

Une glène cimentée Aequalis non contrainte a été reposée dans 19 cas. Les résultats à la révision sont significativement améliorés dans tous les items sauf pour l'élévation antérieure passive et la force. 73.7% des patients s'estiment très contents ou contents.

Ces résultats sont comparables à ceux d'ANTUNA qui retrouve chez le même type de reprise une amélioration du score douleur, de l'élévation antérieure, de la rotation interne et externe à la révision. HAWKINS rapporte des bons résultats chez 71% des patients (5 cas sur 7) lorsqu'une glène a été réimplantée (88). RODOSKY analyse les résultats d'une série de 25 patients (30 épaules) qui ont fait l'objet d'une reprise de l'implant glénoïdien. Il note que les résultats sont légèrement meilleurs lorsqu'une glène a été reposée et que 86% de ces épaules ne sont pas ou peu douloureuses ou seulement après des activités inhabituelles (160).

Néanmoins, le résultat fonctionnel après reprise est moins bon que pour une prothèse totale de première intention. En effet, le score de CONSTANT absolu retrouvé par PFAHLER à la révision de 705 prothèses totales de première intention est de 75.7 points(149).

Le score de CONSTANT des prothèses de reprise n'est que de 57.8 points à la révision. Malgré la différence d'effectif, la comparaison de ces deux scores est défavorable aux reprises.

TOTALE	Douleur (points)	Activité (points)	Mobilité (points)	Force (points)	Constant (points)	Constant pondéré
Première intention	12.5	16.2	29.3	7.9	65.8	88.3%
Reprise	9.4	14.3	26.7	7.5	57.8	80.4%

Tableau n°34 : Comparaison des résultats entre reprise et première intention

De même tous les items du score de CONSTANT sont moins bons à la révision dans les prothèses de reprises.

La reprise d'un échec glénoïdien par une prothèse totale non contrainte est une option validée par nos résultats et par ceux retrouvés dans la littérature. Il faut cependant garder à l'esprit que le résultat fonctionnel obtenu ne sera pas équivalent à celui d'une prothèse totale de première intention.

2. Glénoïdoplastie

Les glénoïdoplasties permettent une amélioration du score de CONSTANT à la révision mais non significative ($p=0.12$) dans notre série. 58.3% des patients s'estiment très contents ou contents. ANTUNA retrouve une amélioration du score douleur, de l'élévation antérieure et de la rotation interne alors que la rotation externe diminue légèrement à la révision, résultats quasiment identiques aux nôtres.

Comme pour les prothèses totales, les résultats sont inférieurs à ceux d'une hémiarthroplastie de première intention. PFHALER (149) retrouve un score de CONSTANT de 56.2 points (469 hémiarthroplasties) contre 47.5 points dans notre série. Là encore, malgré la différence d'effectif, la comparaison est défavorable aux reprises.

HEMI	Douleur (points)	Activité (points)	Mobilité (points)	Force (points)	Constant (points)	Constant pondéré
Première intention	11.4	13.9	24	6.7	56.2	74.3%
Reprise	8.6	10.9	23.7	4.3	47.5	63.1%

Tableau n°35 : Comparaison des résultats entre reprise et première intention

3. Prothèse DELTA

Nous rapportons, à notre connaissance, les premiers résultats de prothèse inversée de GRAMMONT (DELTA) dans la chirurgie de reprise.

Les indications ont été portées dans les cas d'échecs glénoïdiens associés à une rupture non réparable de la coiffe des rotateurs. ANTUNA inclue dans sa série 5 patients chez qui l'échec de la glène est associé à une rupture de coiffe. Les résultats et l'option thérapeutique ne sont pas détaillés. Ce groupe est qualifié de groupe à but fonctionnel limité et seuls 2 patients sont satisfaits à la révision.

Nos résultats avec la prothèse DELTA utilisée chez 5 patients permettent de retrouver une amélioration du score de CONSTANT non significative à la révision. Ce score, faible en valeur absolue (46.8 points) est en partie dû à une complication intervenue chez un patient (sepsis) avec un score de 23 points à la révision. Un score fonctionnel médiocre est également en partie expliqué par un processus néoplasique mammaire homolatéral à la prothèse en cours de traitement lors de la révision chez une autre patiente.

La comparaison avec les résultats des prothèses DELTA de première intention dans les omarthroses à coiffe détruite est défavorable aux prothèses de reprise.

SIRVEAUX(172) rapporte les résultats d'une série de 77 cas de prothèses DELTA implantées en première intention. Le score de CONSTANT à la révision est de 65.6 points contre 46.8 points dans notre série.

DELTA	Douleur (points)	Activité (points)	Mobilité (points)	Force (points)	Constant (points)
Première intention	13.4	16.9	27.8	7.5	65.6
Reprise	11.4	11.8	19.6	4	46.8

Tableau n°36 : Comparaison des résultats entre reprise et première intention

La prothèse DELTA permet une amélioration du score fonctionnel, non significative dans notre série. Ces prothèses inversées de reprise ne permettent pas d'espérer des résultats comparables aux prothèses inversées de première intention.

4. La résection arthroplastique

Cette intervention de « sauvetage » est réservée à la prise en charge des infections sur prothèse et donne des résultats fonctionnels limités.

Les résultats comparés de ces différentes techniques permettent d'essayer de mieux préciser les indications.

5. Les résultats comparés

Le score de CONSTANT est meilleur à la révision lorsqu'une glène a été reposée. Ces score est meilleur que celui de l'ensemble de notre série.

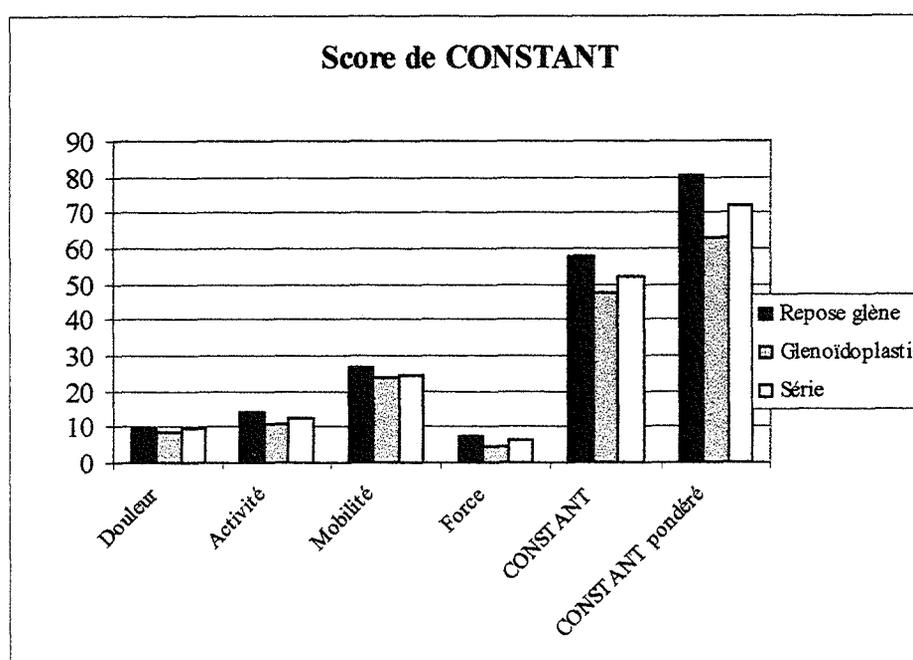


Figure n°67 : Score de CONSTANT

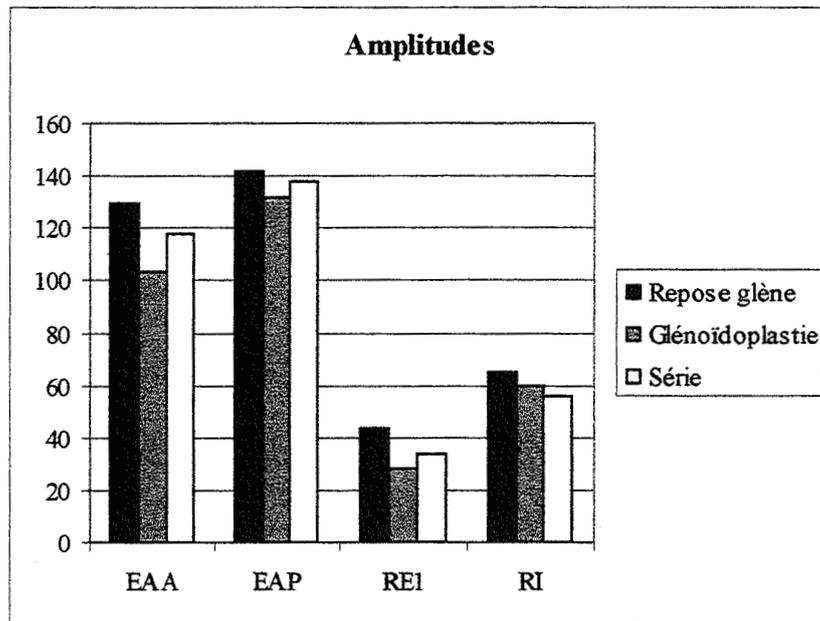


Figure n°68 : Amplitudes

	Repose glène	Glénoïdoplastie	p
EAA	129°	103.3°	0.06
EAP	142°	131.7°	0.37
REI	43.7°	28.7°	0.045
RI	L2	L3	0.24
Douleur	9.4	8.6	0.64
Activité	14.3	10.9	0.22
Mobilité	26.7	23.6	0.42
Force	7.5	4.3	0.12
CONSTANT	57.8	47.5	0.19
CONSTANT pond	80.4	63.1	0.11

Tableau n°37 : Récapitulatif des valeurs à la révision

ANTUNA compare les résultats des patients ayant fait l'objet d'une glénoïdoplastie avec ceux des patients chez lesquels une glène a été réimplantée.

Comme nous, il retrouve des résultats supérieurs lorsqu'une glène a été reposée sans montrer de différence significative entre les deux groupes en terme de score fonctionnel ou d'amplitudes articulaires, sauf pour la rotation externe.

De même, dans le groupe glénoïdoplastie, ANTUNA retrouve des résultats supérieurs lorsqu'une greffe a été réalisée. Ces résultats sont identiques aux nôtres mais statistiquement non significatifs et ne permettent pas de trancher clairement en faveur d'une option ou de l'autre de manière irréfutable.

Glénoïdoplastie	Greffe	Pas de greffe	p
EAA	107.5°	95°	0.63
EAP	141.2°	112.5°	0.2
RE1	26.8°	32.5°	0.57
RI	L3	Sacrum	0.25
Douleur	8	9.75	0.52
Activité	11.8	9	0.41
Mobilité	25.9	19.2	0.35
Force	4.2	4.5	0.92
CONSTANT	50	42.5	0.58
CONSTANT pondéré	67.1	55	0.48

Tableau n°38 : Récapitulatif des valeurs en fonction de la greffe

IV. Le stock osseux

C'est le point crucial de la prise de décision dans la chirurgie de reprise de glène. Une attention toute particulière doit être portée quant à sa préservation lors de la dépose de l'implant.

Nous avons étudié les options choisies par les opérateurs en fonction de la perte de substance osseuse glénoïdienne.

A. Les options en fonction du type de glène

Les différentes options sont :

- * repose d'une glène (polyéthylène cimentée ou DELTA) sans greffe
- * repose d'une glène (polyéthylène cimentée ou DELTA) avec greffe osseuse
- * glénoïdoplastie sans greffe
- * glénoïdoplastie avec greffe osseuse

Le cas de résection arthroplastique n'est pas inclus dans cette étude sur le stock osseux, l'option chirurgicale vis-à-vis de la glène ayant été dictée non pas par la perte de substance osseuse mais du fait du sepsis actif. La glène, de stade III, a fait l'objet d'une greffe mais aucun implant prothétique n' a été reposé. Le total des patients est donc de 36.

TYPE	Nbre de cas	Option	Greffe	Total
I	17	2 glénoïdoplasties	Pas de greffe	1 greffe
		15 reposes glènes	1 greffe	
II	12	7 glénoïdoplasties	6 greffes	8 greffes
		5 reposes glènes	2 greffes	
III	7	3 glénoïdoplasties	2 greffes	5 greffes
		4 reposes glènes	3 greffes	
Total	36	36	14	14

Tableau n°39 : Options en fonction du stock osseux

- Les glènes type I (17cas) n'ont pas fait l'objet d'une greffe sauf une fois. Dans ce dernier cas, la greffe a été effectuée pour corriger un

tilt supérieur de l'implant glénoïdien et non pour combler une perte de substance osseuse.

Il n'a donc pas été effectué de greffe du fait d'un stock osseux insuffisant dans les types I.

Sur ces 17 cas de types I il a été possible de reposer un implant cimenté dans **88% des cas** (15 cas).

Deux cas n'ont pas fait l'objet d'un resurfaçage alors que la stock osseux s'y prêtait.

Dans un cas l'opérateur a préféré ne pas réimplanter de glène du fait d'une instabilité postérieure récidivante et multiopérée.

Dans l'autre cas, il a également été préféré de ne pas resurfer la glène chez une patiente jeune aux séquelles d'instabilité antérieure.

➤ **Le type II**

Les glènes de type II (12 cas) ont été **greffées 8 fois (67%)**. Les quatre cas non greffés ont fait l'objet d'une glénoïdoplastie dans un cas et d'une repose d'une glène cimentée trois fois.

Dans ces trois cas, la perte de substance osseuse a été comblée par du ciment, le nouvel implant glénoïdien étant scellé en superstructure.

Au total, **5 nouvelles glènes** ont été reposées (**41.7%**)

➤ **Le type III (7 cas)**

Une **greffe** a été nécessaire dans **71.5%** des cas. Dans le cas où une glène a été reposée sans greffe, l'atteinte ne concernait qu'une colonne et l'opérateur a jugé qu'une repose était possible. Dans l'autre cas non greffé (glénoïdoplastie) une intervention « a minima » a été préférée par l'opérateur.

Au total, **4 nouvelles glènes** ont été reposées (**57%**)

Plus la perte de substance osseuse était importante, plus le pourcentage de greffe augmentait alors que celui des reposes de glène diminuait.

La classification proposée par ANTUNA (6) concernant le défaut osseux après ablation de l'implant nous est apparue utile du point de vue descriptif.

Notre regroupement des niveaux lésionnels en 3 types nous a permis d'isoler des groupes de patients pour lesquels l'option chirurgicale est différente. La faiblesse des effectifs ne nous a pas permis d'établir de liens statistiques.

1. Le type I

ANTUNA et al. ont pu réimplanter une glène lorsque le déficit central était léger ou modéré. Ces défauts correspondent au type I de notre série dans lequel une glène cimentée a pu être réimplantée dans 88% des cas.

Quand le stock osseux est suffisant, la mise en place d'une glène polyéthylène est indiquée(137,88). Aucune greffe n'a été nécessaire pour reconstruire le défaut osseux.

Le score de CONSTANT à la révision est de 55.8 à la révision.

Il semble possible, au vu de ces constatations, de préconiser la repose d'une glène cimentée d'emblée en cas de glène type I.

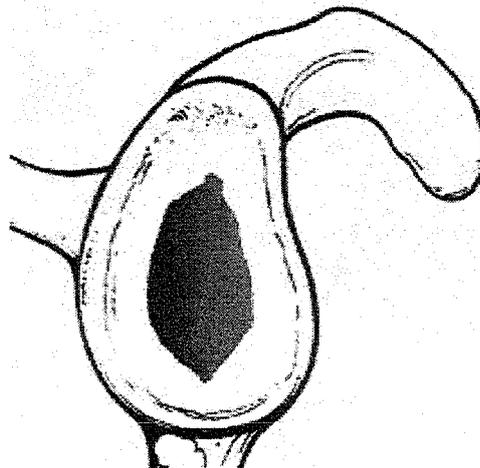


Figure n°69 : Type I

2. Les types II et III

COFIELD (179) préconise l'utilisation d'une greffe osseuse et d'un implant glénoïdien non cimenté dans les cas de déficit centraux sévères isolés (correspondant au type II). Nous n'avons pas cette expérience, les glènes de systèmes non contraints réimplantés au cours de cette étude étant toutes cimentées.

Pour les glènes de type II (12 cas), 8 greffes osseuses d'origine iliaque ont été réalisées dans notre série.

Deux greffes ont été associées à la repose d'une glène cimentée. Cette technique, décrite par NEER (137) pour la prise en charge des défauts osseux en chirurgie de première intention, a été peu utilisée dans notre série. Elle offre néanmoins la possibilité de reconstituer le stock osseux et de mettre en place un implant. (179).

Dans trois autres cas la perte de substance osseuse a été comblée par du ciment (« cimentoplastie ») dans lequel la glène était implantée en superstructure. Ces deux techniques ont été trop peu utilisées dans notre série pour pouvoir les analyser correctement.

Les sept autres épaules n'ont pas fait l'objet d'une repose de glène mais six d'entre elles ont été greffées. Le but de ces greffes seules était de reconstituer le stock osseux rendant possible dans un second temps la repose d'un implant dans des conditions satisfaisantes.

Le score de CONSTANT à la révision pour les glènes de type II est de 52.

Les glènes de type III (8 cas) ont fait l'objet de 5 greffes (62.5%). Les options choisies par les différents opérateurs sont multiples. Dans un cas une dépose simple de la glène a été choisie sans reconstruction osseuse. Deux glénoïdoplasties associées à une greffe ont été réalisées, une glène cimentée et deux métaglènes DELTA ont été reposées avec greffe associée. Dans le cas de résection arthroplastie, la glène avait été greffée. Enfin dans un cas, une glène cimentée a pu être reposée sans greffe. La glène a été classée stade III du fait d'une fracture peropératoire d'une paroi et après réduction, la repose d'une glène cimentée était possible dans de bonnes conditions.

Le score de CONSTANT à la révision pour les glènes de type III est de 45.5.

La multiplicité des options choisies et le faible nombre de cas ne nous permettent pas d'établir une comparaison des résultats à la révision. Cette diversité illustre en revanche la difficulté de prise en charge de ces défauts majeurs et l'absence de consensus dans ces indications.

Au total, 8 greffes seules ont été réalisées dans un but de reconstruction avec comme intention de réintervenir dans un second temps (type II et III). Force est de constater qu'un seul patient a fait l'objet d'une reprise du fait de douleurs et d'une rupture de coiffe, pour mise en place d'une prothèse DELTA, la glène ayant été bien reconstruite.

Les 6 autres patients ont vu leur greffe s'user au contact de la tête humérale, de façon mineure dans 2 cas mais jusqu'au pied de l'apophyse coracoïde dans 4 autres cas dans un délai de 2 à 4 ans.

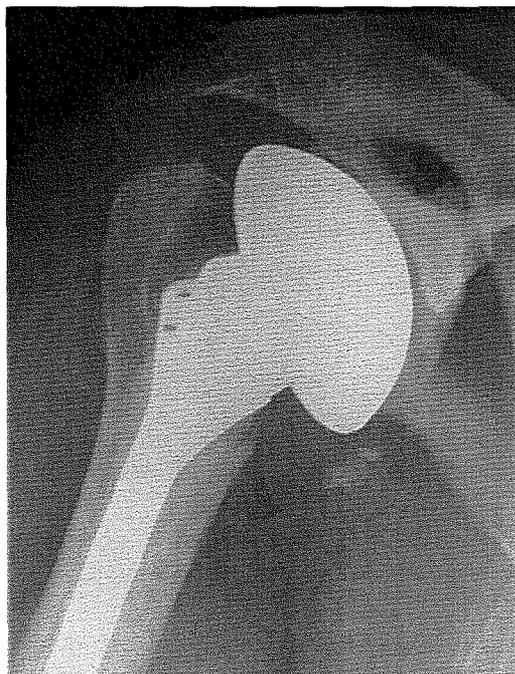


Figure n°70 : Usure de la greffe

Cette option, séduisante et ambitieuse dans son concept, n'a pu être menée à son terme. En effet, ces patients au passé chirurgical déjà lourd sur la même épaule se sont souvent contentés des résultats obtenus après la première reprise.

ANTUNA rapporte 18 cas de « glénoïdoplasties » dont 14 greffes. Cinq patients souffraient de douleur en raison d'une usure de la glène osseuse. Trois patients ont été repris en moyenne 20 mois après la première reprise avec implantation d'une nouvelle

glène. Avec un recul moyen de 2.6 ans, ces trois patients étaient soulagés de leurs douleurs de façon significative.

L'interprétation de ces résultats ne permet pas de dégager une conduite à tenir précise. Il apparaît néanmoins possible de dire, qu'en cas de défaut type II, la préservation de la périphérie de la glène autorise la mise en place d'un implant au prix d'une greffe osseuse ou d'un comblement par cimentoplastie.

En cas de défaut de type III, une reconstruction du stock osseux périphérique et central nécessite une greffe. Il ne nous est pas possible de dire si une implantation d'une nouvelle glène est justifiée et selon quel protocole (en un ou deux temps).

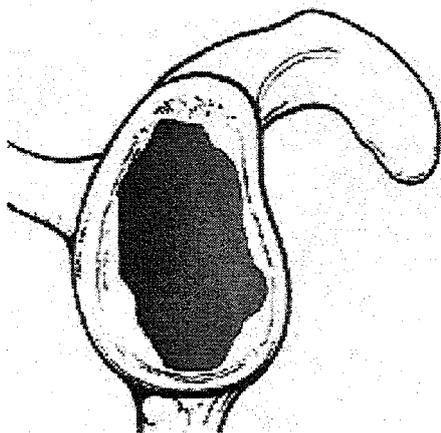


Figure n°71 :Type II

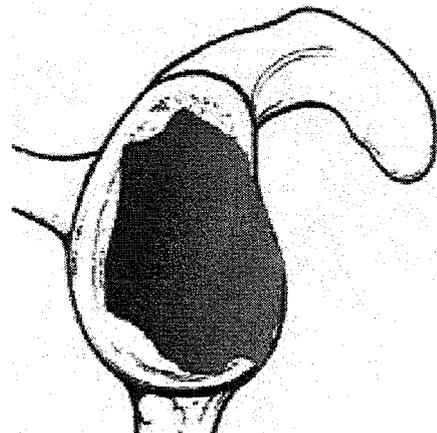


Figure n°72 :Type III

Le score à la révision est de 55.8 pour les glènes de type I, de 52 pour les glènes de type II et de 45.5 pour les glènes de type III.

Le stock osseux glénoïdien n'est pas seulement la clé de l'option technique, c'est également la clé du résultat fonctionnel.

B. Perte de substance osseuse et type d'implant

L'étude regroupe 20 implants initiaux cimentés (8 glènes NEER, 11 Aequalis, 1 MAZAS) et 17 glènes metal-back Aequalis non cimentées. Nous avons étudié l'état du stock osseux pour ces implants.

	Type I	Type II	Type III
Glènes cimentées	7 (35%)	7 (35%)	6 (30%)
Glènes non cimentées	10 (59%)	5 (29%)	2 (12%)

Tableau n°40 : Répartition des stades en fonction du type initial de glène

La perte de substance osseuse était classée dans 75% des type II ou III avec les glènes cimentées ce qui veut dire. Elle ne l'était que dans 41% avec les implants non cimentés ce qui veut dire que le défaut osseux était plus sévère lors de la reprise d'une glène cimentée.



Figure n°73: Perte de substance osseuse avec une glène cimentée

Les type de complications des glènes metal-back ont eu une influence sur le stade retrouvé.

Dans les déclipsages du polyéthylène (4 cas) la perte osseuse était limitée (3 stades I, 75%)et un stade III (25%) du fait d'une fragilisation de la paroi antérieure de la glène lors de l'extraction. De même, dans les usures du polyéthylène sur récidence d'instabilité postérieure le stock osseux était préservé dans 100% des cas (4 stade I sur 4).

En revanche, les échecs de fixation initiale ou secondaire (10 cas) altéraient de façon plus péjorative le stock osseux (5 stades II, 50% et 1 stade III, 10%).

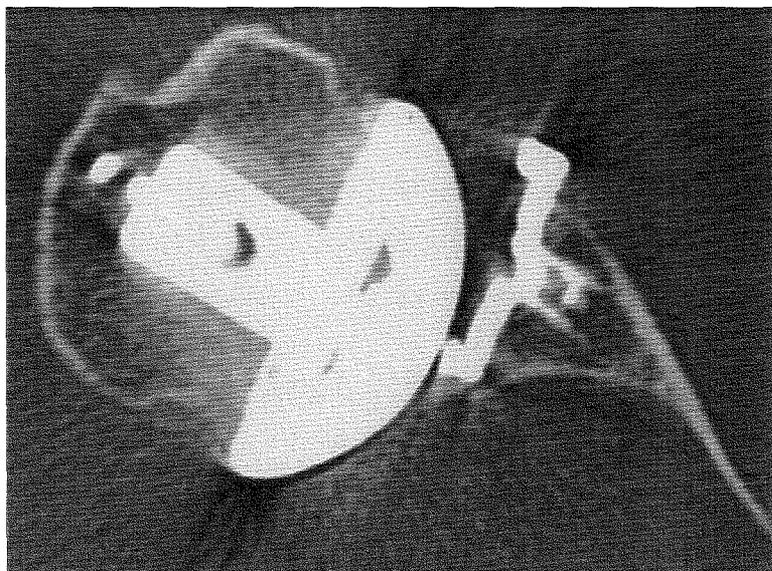


Figure n°74 : Perte de substance osseuse après glène métal-back.

L'apparition des glènes non cimentées présentait l'avantage théorique d'une meilleure protection du capital osseux et de faciliter ainsi les reprises. (43) Cette donnée a été vérifiée dans notre série puisque défaut osseux était de type I dans 59% des cas après ablation de la glène metal-back contre 35% pour les glènes cimentées.

Néanmoins, les problèmes de différentes nature (déclipsages, absence d'intégration osseuse, migration secondaire ou usure prématurée du polyéthylène) rencontrés avec l'implant utilisé (glène metal-back Aequalis TORNIER) ont conduit à l'arrêt de son implantation (21).

CONCLUSION

CONCLUSION

Notre étude confirme le bien fondé des interventions de reprises dans les échecs de l'implant glénoïdien.

Nos résultats sont en accord avec ceux répertoriés dans la littérature. Les résultats sont globalement meilleurs quand un implant glénoïdien est remis en place.

➤ La possibilité de repose d'un implant glénoïdien est conditionnée par la qualité et la quantité du stock osseux restant après ablation de l'implant.

➤ La sévérité et la localisation de l'atteinte sont les deux facteurs à analyser.

Dans le stade I, la périphérie de la glène est préservée et l'atteinte modérée. Une glène peut être réimplantée dans la majorité des cas, en première intention.

Dans le stade II, la sévérité de l'atteinte centrale malgré la préservation de la glène périphérique compromet la mise en place d'un implant sans geste de comblement.

Le défaut peut être comblé par une greffe osseuse autologue corticospongieuse prélevée au dépens de la crête iliaque du patient. Il peut également être comblé par du ciment chirurgical.

Une glène cimentée peut alors être mise en place ou non. Dans ce deuxième cas de figure, quand une greffe a été faite, une glène peut éventuellement être mise en place dans un second temps après reconstitution du capital osseux.

Dans le stade III, l'atteinte combinée périphérique et centrale ne permet pas de réimplanter une glène en première intention. La greffe est indispensable à des fins de reconstruction.

Dans les stades II et III greffés sans réimplantation, il est difficile de définir la suite du programme thérapeutique.

Faut-il réimplanter une glène cimentée sur cette greffe ? Un taux élevé d'échec de cette technique est rapporté dans la littérature sur des prothèses de première intention semble inciter à la prudence dans cette chirurgie de reprise. Cette option doit néanmoins faire l'objet d'une étude sur un plus grand nombre de patients.

Faut-il greffer et réimplanter une glène cimentée dans un second temps ? Cette option séduisante dans son concept mérite également d'être validée sur un plus grand nombre de patients.

La tenue d'une glène cimentée dans ces conditions précaires reste la clé du problème. L'hypothèse de l'opportunité d'une reprise par implant glénoïdien non cimenté nous paraît devoir être émise.

➤ En cas de rupture de coiffe notre expérience de la prothèse inversée de GRAMMONT (DELTA) procure des résultats décevants sur l'ensemble de nos cinq patients. Ces résultats sont largement altérés par un cas de sepsis secondaire et un cas de néoplasme mammaire homolatéral à la prothèse au moment de la révision. Exclusion faite de ces deux cas particuliers, les résultats sont encourageants et méritent d'être confirmés.

➤ Les résultats comparés, en regard des effectifs, ne permettent pas de conclure significativement en faveur de l'une ou l'autre de ces conduites à tenir.

➤ Les meilleurs résultats sont obtenus lorsqu'un implant est remis en place. Notre expérience de la prothèse inversée ne concerne que des patients dont la coiffe des rotateurs est détruite. Néanmoins, la question de l'option de la mise en place d'un tel implant en première intention lors des reprises, quel que soit l'état de la coiffe, mérite d'être posée.

➤ Les reprises pour échec de l'implant glénoïdien restent des indications rares. L'analyse des différents facteurs ayant menés à l'échec de l'implant est difficile mais essentielle. La technique chirurgicale requiert une expérience certaine dans la chirurgie de l'épaule. Il faut garder à l'esprit les possibles complications pouvant survenir dans les suites, justifiant une surveillance prolongée et régulière.

➤ Un suivi à plus long terme sur des échantillons plus importants permettra de dégager des indications plus précises, de déterminer les facteurs prédictifs du résultat et de surveiller l'évolution des greffes et des implants.

BIBLIOGRAPHIE

1. ALLAIN J, GOUTALLIER D, GLORION C. Long-term results of the Latarjet procedure for the treatment of anterior instability of the shoulder. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1998;80-A (6):841-852.
2. AMIS AA. Is the polyethylene still the best prosthetic bearing surface? *J Bone Joint Surg (Br)*, 1996;78-B:345-348.
3. AMSTUTZ H, HOY AL, CLARKE IC. UCLA anatomic total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop*, 1981;155:7-20.
4. AMSTUTZ H, THOMAS B, KABO M, JINNAH R, DOBEY F. The DANA total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1988;70-A (8):1174-1182.
5. ANGLIN C, WYSS UP, PICHORA DR. Mechanical testing of shoulder prostheses and recommendations for glenoid design. *J Shoulder Elbow Surg*, 2000;9:323-331.
6. ANTUNA SA, SPERLING JW, COFIELD RH, ROWLAND CM. Glenoid revision surgery after total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 2001;10:217-224.
7. APOIL A, KOEGHLIN P, AUGEREAU B, HONIGER J. Prothèse totale d'épaule à appui acromio-coracoïdien, Prothèse de résection humérale, étude préliminaire. *Acta Orthop Belg*, 1983 ;49 (5) :571-578.
8. APOIL A, AUGEREAU B, KOECHLIN P. Le vieillissement de l'épaule. *Rev Chir Orthop*, 1988 ;4 :323-325.
9. ARHENS P, BOILEAU P, WALCH G. Anterior instability after unconstrained shoulder arthroplasty. In: 2000 Prothèses d'Epaule... recul de 2 à 10 ans 2000 Shoulder Prostheses... two to ten year follow-up/ WALCH G, BOILEAU P, MOLÉ D, eds. Montpellier: Sauramps médical, 2001. pp 359-376.

10. ARHENS P, BOILEAU P, WALCH G. Posterior instability after unconstrained shoulder arthroplasty. In: 2000 Prothèses d'Epaule... recul de 2 à 10 ans 2000 Shoulder Prostheses... two to ten year follow-up/ WALCH G, BOILEAU P, MOLÉ D, eds. Montpellier: Sauramps médical, 2001. pp 377-392.
11. BADE HA, WARREN RF, RANAWAT CS, INGLIS AE. Long-term results of Neer total shoulder replacement. In: Surgery of the shoulder / BATEMAN JE, WELSH RP, eds. St Louis: CV Mosby, 1984. pp 294-302.
12. BARRETT WP, FRANKLIN JL, JACKINS SE, WYSS CR, MATSEN FA III. Total shoulder arthroplasty. J Bone Joint Surg (Am), 1987;69-A (6):865-872.
13. BASMAJIAN JV, BAZANT FJ. Factors preventing downward dislocation of the adducted shoulder joint: an electromyographic and morphological study. J Bone Joint Surg (Am),1959;41-A:1182.
14. BAYLEY I, KESSEL L. The Kessel total shoulder replacement. In: Shoulder surgery / BAYLEY I, KESSEL L, eds. New York: Springer-Verlag, 1982. pp 160-164.
15. BEDDOW FH, ELLOY MA. Clinical experience with the Liverpool shoulder replacement. In: Shoulder surgery/ BAYLEY I, KESSEL L, eds. New York: Springer-Verlag, 1982. pp 164-167.
16. BELL SN, GSCHWEND N. Clinical experience with total arthroplasty and hemiarthroplasty of the shoulder using the NEER prosthesis. Int Orthop,1986; 10 :217-222.
17. BOILEAU P, WALCH G. Normal and Pathological Anatomy of the Glenoid : Effects on the design, Preparation and Fixation of the Glenoid Component. In: Shoulder Arthroplasty / WALCH G, BOILEAU P, eds. Berlin : Springer-Verlag, 1999. pp 127-140.

18. BOILEAU P, WALCH G, TROJANI C, SINNERTON R, ROMEO AA, VENEAU B. Sequelae of fractures of the proximal humerus :surgical classification and limits of shoulder arthroplasty. . In: Shoulder Arthroplasty / WALCH G, BOILEAU P, eds. Berlin : Springer-Verlag, 1999. pp 349-358.
19. BOILEAU P, WALCH G. Prothèses d'épaules non cimentées. Bilan et perspectives. In : Prothèses d'épaule / MANSAT M, ed. Cahier d'enseignement de la SOFCOT n°68. Paris : Expansion scientifique Publications, 1999. pp 345-359.
20. BOILEAU P, WALCH G. Technique of glenoid resurfacing in shoulder arthroplasty. In: Shoulder Arthroplasty / WALCH G, BOILEAU P, eds. Berlin: Springer-Verlag, 1999. pp 147-161.
21. BOILEAU P, AVIDOR C, WALCH G. Prothèse totale d'épaule avec un implant glénoïdien métallique non scellé : étude prospective de 354 implants suivis à plus de deux ans. In: 2000 Prothèses d'Epaule... recul de 2 à 10 ans 2000 Shoulder Prostheses... two to ten year follow-up/ WALCH G, BOILEAU P, MOLÉ D, eds. Montpellier: Sauramps médical, 2001. pp 489-505.
22. BONUTTI PM, HAWKINS RJ, SADDEMI S. Arthroscopic assessment of glenoid component loosening after shoulder arthroplasty. *Arthroscopy*, 1993;9:272-276.
23. BORON R, SEVIN L. Prothèse Acrylique de l'épaule. *Presse Med*, 1951 ;59 :1480.
24. BOUCHET A, CUILLERET J. Os et articulations de l'épaule. In : Anatomie topographique descriptive et fonctionnelle: le membre supérieur.-3^e éd / BOUCHET A, CUILLERET J, eds. Lyon: Simep, 1985. pp 1157-1173.
25. BOULAHIA A, KEMPF I. Influence de la morphologie de la glène sur les résultats cliniques des arthroplasties d'épaule dans l'omarthrose primitive. In: 2000 Prothèses d'Epaule... recul de 2 à 10 ans 2000 Shoulder Prostheses... two to ten year follow-up / WALCH G, BOILEAU P, MOLÉ D, eds. Montpellier: Sauramps médical, 2001. pp 87-94.

26. BOYD AD Jr, THORNHILL TS. Glenoid resurfacing in shoulder arthroplasty. In: Arthroplasty of the shoulder / FRIEDMAN R, ed. New York: Thieme, 1984. pp 306-316.
27. BOYD AD Jr, THOMAS WH, SCOTT RD, SLEDGE CB, THORNHILL TS. Total shoulder arthroplasty versus hemiarthroplasty. Indications for glenoid resurfacing. J Arthroplasty, 1990; 5:329-336.
28. BREMS JJ. The glenoid component in total shoulder arthroplasty. J Shoulder Elbow Surg, 1993;2:47-54.
29. BREMS JJ. Arthritis of dislocation. In: Arthroplasty of the shoulder / FRIEDMAN R, ed. 1994, New York: Thieme. pp 194-203.
30. BRENNER BC, FERLIC DC, CLAYTON ML, DENNIS DA. Survivorship of unconstrained total shoulder arthroplasty. J Bone Joint Surg (Am), 1989;71-A:1289-1296.
31. BROSTRÖM L, WALLENSTEIN R, OLSSON E, ANDERSON D. The KESSEL prosthesis in total shoulder arthroplasty. Clin Orthop, 1992;277:155-160.
32. BROWNLEE RC, COFIELD RH. Shoulder replacement for rotator cuff arthropathy. Orthop Trans, 1986;10:230.
33. BUECHEL F, PAPPAS M, DEPALMA A. Floating socket total shoulder replacement: anatomical, biomechanical and surgical rationale. J Biomed Mater Res, 1978;12:89-114.
34. BURKHEAD WZ. History and development of shoulder arthroplasty. In: Arthroplasty of the shoulder / FRIEDMAN R, ed. 1994, New York: Thieme. pp 1-26.
35. BURKHEAD WZ, HUTTON KS. Biologic resurfacing of the glenoid with hemiarthroplasty of the shoulder. J Shoulder Elbow Surg, 1995;4:263-270.

36. CHEAL EJ, SNYDER BD, NYNAMAKER DM, HAYES WC. Trabecular bone remodelling around smooth and porous implants in an equine model. *J Biomechanics*, 1987;20:1121-1134.
37. CLAYTON ML, FERLIC DC, JEFFERS PD. Prosthetic arthroplasties of the shoulder. *Clin Orthop*, 1982;164:184-191.
38. COFIELD RH. Status of total shoulder arthroplasty. *Arch Surg*, 1977;112:1088-1091.
39. COFIELD RH. Total shoulder arthroplasty with the Neer prosthesis. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1984;66-A:899-906.
40. COFIELD RH, EDGERTON BC. Shoulder arthrodesis and resection arthroplasty. *Instruct Course Lect*, 1988;34:268.
41. COFIELD RH. Degenerative and arthritic problems of the glenohumeral joint. In : *The Shoulder* / ROCKWOOD CA, MATSEN FA III, eds. Philadelphia : WB Saunders,1990. pp 678-749.
42. COFIELD RH, EDGERTON BC. Total shoulder arthroplasty: complications and revision surgery. *Instruct Course Lect*, 1990;39:449-462.
43. COFIELD RH, DALY PJ. Total shoulder arthroplasty with a tissue-ingrowth glenoid component. *J Shoulder Elbow Surg*, 1992;1:77-85.
44. COFIELD RH. Results with uncemented total shoulder arthroplasty. Personal communication (1994) AAOS 1999.
45. COLLINS DN, HARRYMAN DT II, LIPPITT SB, JACKINS SE, MATSEN FA III. The technique of glenohumeral arthroplasty. *Techniques Orthop*, 1991;6:43-59.

46. COLLINS DN, TENCER A, SIDLES J, MATSEN FA III. Edge displacement and deformation of glenoid components in response to eccentric loading. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1992;74-A:501-507.
47. CONSTANT CR, MURLEY AHG. A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clin Orthop*, 1987;214:160-164.
48. COPELAND S. Cementless total shoulder replacement. In: *Surgery of the shoulder* / POST M, MORREY BF, HAWKINS RJ, eds. St. Louis: Mosby-Year Book, 1990. pp 289-293.
49. CRUESS RL. Experience with steroid induced avascular necrosis of the shoulder and etiologic considerations regarding osteonecrosis of the hip. *Clin Orthop*, 1978;130:86-93.
50. CRUESS RL. Osteonecrosis of bone: current concepts as to aetiology and pathogenesis. *Clin Orthop*, 1986;208:30-39.
51. CYPRIEN JM, VASEY HM, BURDET A, BONVIN JC, KRITSIKIS N, VUAGNAT P. Humeral retrotorsion and glenohumeral relationship in the normal shoulder and in recurrent anterior dislocation (scapulometry). *Clin Orthop*, 1983;175:8-17.
52. DE PALMA AF. *Surgery of the shoulder*, 3rd ed. Philadelphia: JB Lippincott, 1983, pp 366-367.
53. DURALDE XA, FLATOW EL, POLLOCK RG, NICHOLSON GP, SELF EB, BIGLIANI LU. Operative treatment of nonunions of the surgical neck of the humerus. *J Shoulder Elbow Surg*, 1996;5(3):169-180.
54. ELLMANN H, JINAH R, AMSTUTZ HC. Experience with the DANA hooded component for cuff deficient shoulder arthroplasty. *Orthop Trans*, 1986;10:217.

55. ENGELBRECHT, STELLBRINCK G. Total schulterendoprothese Modell (St-Georg). Chirurg, 1976 ;47 :525-530.
56. FALUDI DD, WEILAND AJ. Cementless total shoulder arthroplasty: preliminary experience with thirteen cases. Orthopaedics, 1983 ; 6 :431-437.
57. FAVARD L, LAUTMANN S, SIRVEAUX F, OUDET D, KERJEAN Y, HUGUET D. Hemiarthroplasty versus reverse arthroplasty in the treatment of osteoarthritis with massive rotator cuff tear. In: Prothèses d'Épaule... recul de 2 à 10 ans 2000 Shoulder Prostheses... two to ten year follow-up / WALCH G, BOILEAU P, MOLÉ D, eds. Montpellier: Sauramps médical, 2001. pp 261-267.
58. FENLIN JM. Total glenohumeral joint replacement. Orthop Clin North Am, 1975;6 (2) :565-583.
59. FENLIN JM. Semi-constrained prosthesis for the rotator cuff deficient patient. Orthop Trans, 1985;9:55.
60. FENLIN JM, FRIEMAN BG, ALLARDYCE TJ. Hemiarthroplasty in rotator cuff tear arthropathy. J Shoulder Elbow Surg, 1995;4:S62.
61. FIGGIE HE, INGLIS AE, GLODBERG VM, RANAWAT CS, FIGGIE MP, WILE JM. An analysis of factors affecting the long-term results of total shoulder arthroplasty in inflammatory arthritis. J Arthroplasty, 1988;3:123-130.
62. FLATOW EL. Prosthetic design considerations in total shoulder arthroplasty. Semin Arthroplasty, 1995;6(4):233-244.
63. FORESTIER J. Pourquoi l'arthrose de l'épaule est-elle une rareté? Aix-les -Bains Médical, 1936 ;4 :5-7.
64. FRANKLIN JL, BARRETT WP, JACKINS SE, MATSEN FA III. Glenoid loosening in total shoulder arthroplasty. Association with rotator cuff deficiency. J Arthroplasty, 1988;3:39-46.

65. FREEDMAN L, MUNRO RR. Abduction of the arm in the scapular plane: scapular and glenohumeral movements. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1966;48-A:1503.
66. FRICH LH, JENSEN NC, ODGAARD A, PEDERSEN CM, SOJBJERG JO, DALSTRA M. Bone strength and material properties of the glenoid. *J Shoulder Elbow Surg*, 1997;6:97-104.
67. FRICH LH, ODGAARD A, DALSTRA M. Glenoid bone architecture. *J Shoulder Elbow Surg*, 1998;7:356-361.
68. FRIEDMAN RJ, HAWTHORNE KB, GENEZ BM. The use of computerized tomography in the measurement of glenoid version. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1992;74-A (7):1032-1037.
69. FRIEDMAN R, La BERGE M, DOOLEY RL, O'HARA AL. Finite element modeling of the glenoid component: effect of design parameters on stress distribution. *J Shoulder Elbow Surg*, 1992;1:261-270.
70. FRIEDMAN R. Biomechanics and design of shoulder arthroplasties. In: *Arthroplasty of the shoulder* / FRIEDMAN R, ed. New York: Thieme, 1994. pp 27-40.
71. FRIEDMAN RJ. Glenohumeral translation after total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 1992;1:312-316.
72. GARTSMAN GM, RODDEY TS, HAMMERMAN SM. Shoulder arthroplasty with or without resurfacing of the glenoid in patients who have osteoarthritis. *J Bone Joint Surg (Am)*, 2000;82-A (1):26-34.
73. GAZIELLY D, EL-ABIAD R. Comparative results of three types of polyethylene cemented glenoid components. In: *2000 Prothèses d'Épaule... recul de 2 à 10 ans* / 2000 Shoulder Prostheses... two to ten year follow-up / WALCH G, BOILEAU P, MOLÉ D, eds. Montpellier: Sauramps médical, 2001. pp 483-488.

74. GERARD Y, LEBLANC J, ROUSSEAU B. Une prothèse totale d'épaule. *Chirurgie*, 1973;99 :655-663.
75. GERARD Y. Une prothèse totale d'épaule rétentive est-elle possible ? *Acta Orthop Belg*, 1985;51 (4) :616-623.
76. GIORI NJ, BEAUPRE GS, CARTER DR. The influence of fixation peg design on the shear stability of prosthetic implants. *J Orthop Res*, 1990;8:892-898.
77. GLUCK T. Referat über die durch das moderne chirurgische Experiment gewonnenen positiven Resultate, betreffend die Naht und der Ersatz von Defecten hoherer Gewebe, sowie über die Verwerthung resorbirbarer und lebendiger Tampons in der Chirurgie. *Arch Klin Chir*, 1891;41:187-239.
78. GOSS TP. Fractures of the glenoid cavity. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1992 ;74-A :299-305.
79. GOUAZE A, CASTAING J, SOUTOUL JH, CHANTEPIE G. Sur l'orientation de l'omoplate et de sa cavité glénoïde. *Arch Anat Pathol*, 1962 ; 10(3) :175-181.
80. GOUTALLIER D, POSTEL JM, BERNAGEAU J, LAVAU L, VOISIN MC. Fatty muscle degeneration in cuff ruptures : pre and post operative evaluation by CT-scan. *Clin Orthop*, 1994; 304: 78-83.
81. GRAMMONT P, TROUILLOUD P, LAFFAY J-P, DERIES X. Etude et réalisation d'une nouvelle prothèse d'épaule. *Rhumatologie*, 1987 ;39 (10) :407-418.
82. GRISTINA A, WEBB L. The trispherical total shoulder replacement. In: *Shoulder surgery* / BAYLEY I, KESSEL L, eds. New York: Springer-Verlag, 1982. pp 153-157.
83. GRISTINA A, WEBB L, CARTER R. The monospherical total shoulder. *Orthop Trans*, 1985;9:54.

84. GRISTINA A, ROMANO R, KANMIRE G, WEBB L. Total shoulder replacement. *Orthop Clin North Am*, 1987;18 (3):445-453.
85. GUNTHER SB, GRAHAM J, NORRIS TR, RIES MD, PRUITT L. Retrieved glenoid components : a classification system for surface damage analysis. *J Arthroplasty*, 2002;17(1) :95-100.
86. HAWKINS RJ, BELL RH, JALLAY B. Total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop*, 1989;242:188-194.
87. HAWKINS RJ, ANGELO RL. Glenohumeral arthrosis: A late complication of the Putti-Platt repair. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1990;72-A:1193-1197.
88. HAWKINS RJ, GREIS PE, BONUTTI PM. Treatment of symptomatic glenoid loosening following unconstrained shoulder arthroplasty. *Orthopedics*, 1999;22(2):229-234.
89. HELFET AJ. Coracoid transplantation for reccuring dislocation of the shoulder. *J Bone Joint Surg (Br)*, 1958;40-B:198-202.
90. HERTEL R, LEHMANN O. Glenoid erosion after hemiarthroplasty of the shoulder. In: 2000 Prothèses d'Epaule... recul de 2 à 10 ans 2000 Shoulder Prostheses... two to ten year follow-up / WALCH G, BOILEAU P, MOLÉ D, eds. Montpellier: Sauramps médical, 2001. pp 417-423.
91. HILL JM, NORRIS TR. Long-term results of total shoulder arthroplasty following bone-grafting of the glenoid. *J Bone Joint Surg (Am)*, 2001;83-A(6):877-883.
92. HOVELIUS L, KORNER L, LUNDBERG B et al. The coracoid transfert for recurrent dislocation of the shoulder. Technical aspects of the Bristow-Latarjet procedure. *J Bone Joint Surg (Am)* 1983 ;65-A :926-934.

93. HUGUET D, FAVARD L, LAUTMAN S, SIRVEAUX F, KERJEAN Y, OUDET D. Epidémiologie, imagerie, classification de l'omarthrose avec rupture massive et non réparable de la coiffe. In: 2000 Prothèses d'Epaule... recul de 2 à 10 ans 2000 Shoulder Prostheses... two to ten year follow-up / WALCH G, BOILEAU P, MOLÉ D, eds. Montpellier: Sauramps médical, 2001. pp 233-240.
94. HUTEN D. L'arthroplastie prothétique de l'épaule. Cahier d'enseignement de la SOFCOT. Conférence d'enseignement. Paris: Expansion Scientifique Française, 1987.
95. HYBINNETTE S. De la transposition d'un fragment osseux pour remédier aux luxations récidivantes de l'épaule : constatations et résultats opératoires. Acta Chir Scand, 1932 ;71 :411-445.
96. IDEBERG R. Unusual glenoid fractures : A report on 92 cases. Acta Orthop Scand, 1987;58:191-192.
97. IDEBERG R. Fractures of the scapula involving the glenoid fossa. In: Surgery of the shoulder / BATEMAN JE and WELSH RP, eds. Philadelphia: BC DECKER, 1984. pp 63-66.
98. KECHELE P, BASMANIA C, WIRTH MA, SELTZER DG, ROCKWOOD CA. Rheumatoid shoulder: hemiarthroplasty vs total shoulder arthroplasty. J Shoulder Elbow Surg, 1995;4:S13.
99. KELLY IG, FOSTER RS, FISHER WD. Neer total shoulder replacement in rheumatoid arthritis. J Bone Joint Surg (Br), 1987;69-B:723-726.
100. KELLY IG. Unconstrained shoulder arthroplasty in rheumatoid arthritis. Clin Orthop, 1994;307:94-102.
101. KENMORE P, McCARETEE C, VITEK B. A simple shoulder replacement. J Biomed Mater Res, 1974 ;5 :329-330.)

102. KOENIG F. Ueber die Implantation von Elfenbein zum Ersatz von Knochen und Gelenkenden. *Beittr Klin Chir*, 1913;85:91-114.
103. KOLBEL R, FRIEDEBOLD G. Möglichkeiten der alloarthroplastik an der schulter. *Arch Orthop Unfall Chir*, 1973;76:31-39.
104. KRUEGER FJ. A vittalium replica arthroplasty on the shoulder: A case report of aseptic necrosis of the proximal end of the humerus. *Surgery*, 1951;30:1005-1011.
105. LANGLAIS F. Le polyéthylène en 1997. In: *Cahier d'enseignement de la SOFCOT n°62*. Paris : Expansion Scientifique Française, 1997. pp 53-69.
106. LATARJET M. A propos du traitement des luxations récidivantes de l'épaule. *Lyon Chir*, 1954 ;49 :994-1003.
107. LARSEN A, DALE K, EEK M. Radiographic evaluation of rheumatoid arthritis and related conditions by standard reference films. *Acta Radiol Diag*, 1977;18:481-491.
108. LAURENCE M. Replacement arthroplasty of the rotator cuff deficient shoulder. *J Bone Joint Surg (Br)*, 1991;73-B (6):916-919.
109. LETTIN A, COPELAND S, SCALES J. The Stanemore total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg (Br)*, 1982;64-B (1):47-51.
110. LEVIGNE C, FRANCESCHI JP. Rheumatoid arthritis of the shoulder: radiological presentation and results of arthroplasty. In: *Shoulder Arthroplasty / WALCH G, BOILEAU P, eds*. Berlin: Springer-Verlag, 1999. pp 221-230.
111. LEVIGNE C. Summary of rheumatoid arthritis. In: *2000 Prothèses d'Epaule... recul de 2 à 10 ans 2000 Shoulder Prostheses... two to ten year follow-up / WALCH G, BOILEAU P, MOLÉ D, eds*. Montpellier: Sauramps médical, 2001. pp 189-191.

- 112.LEVINE WN, DJURASOVIC M, GLASSON J-M, POLLOCK RG, FLATOW EL, BIGLIANI LU. Hemiarthroplasty for glenohumeral osteoarthritis: results correlated to degree of glenoid wear. *J Shoulder Elbow Surg*, 1997;6:449-454.
- 113.LUSARDI DA, WIRTH MA, WRUTZ D, ROCKWOOD CA. Loss of external rotation after capsulorrhaphy of the shoulder. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1993;75-A:1185-1192.
- 114.McCARTHY DJ, HALVERSON PB, CARRERA GF, BREWER BJ, KOZIN F. Milwaukee shoulder : association of microspheroids containing hydroxy apatite crystals, active collagenase and neutral protease with rotator cuff defects. I. Clinical aspects. *Arthritis Rheum*, 1981;24:464-473.
- 115.McELWAIN JP, ENGLISH E. The early results of porous-coated total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop*, 1987;218:217-224.
- 116.McPHERSON E, FRIEDMAN R, AN Y, CHOSEKI R, DOOLEY R. Anthropometric study of normal glenohumeral relationships. *J Shoulder Elbow Surg*, 1997;6:105-112.
- 117.MALEFIJT J de W, VAN RENS TJ, OOMS AJ. A comparison of the results of the Bristow-Latarjet procedure and the Bankart Putti-Platt operative for recurrent anterior dislocation of the shoulder. *Acta Orthop Belg*, 1985 ;51 :831-842.
- 118.MALLON WJ, BROWN HR, VOGHER JB III, MARTINEZ S. Radiographic and geometric anatomy of the scapula. *Clin Orthop*,1992;277:142-154.
- 119.MANKIN HJ. Non traumatic necrosis of bone (osteonecrosis). *New Engl J Med*, 1992 ;326(22):1473-1479.
- 120.MARMOR L. Hemiarthroplasty for the rheumatoid shoulder joint. *Clin Orthop*, 1977;122:201-203.

121. MARTIN SD, SLEDGE CB, THOMAS WH, THORNHILL T. Total shoulder arthroplasty with an uncemented glenoid component. *J Shoulder Elbow Surg*, 1996;5:53.
122. MARRA G, FLATOW EL. Considération sur le design de l'arthroplastie totale d'épaule. In : MANSAT M, ed. Prothèses d'épaule. Cahier d'enseignement de la SOFCOT n°68. Paris : Expansion Scientifique Publications, 1999. pp 57-67.
123. MATSEN FA III, ROCKWOOD CA, WIRTH MA, LIPPITT SB. Glenohumeral Arthritis and Its Management. In: The Shoulder ROCKWOOD CA, MATSEN FA III eds. Second edition. Philadelphia: WB Saunders, 1998. -2 vol, pp 840-964.
124. MATSOUKIS J, TABIB W, WALCH G. Shoulder arthroplasty in patients with prior anterior shoulder instability. In: 2000 Prothèses d'Epaule... recul de 2 à 10 ans 2000 Shoulder Prostheses... two to ten year follow-up / WALCH G, BOILEAU P, MOLÉ D, eds. Montpellier: Sauramps médical, 2001. pp 223-230.
125. MAZAS F, DE LA CAFFINIÈRE J. Une prothèse totale d'épaule non rétentive. A propos de 38 cas. *Rev Chir Orthop*, 1982 ;68 :161-170.
126. MOECKEL BH, ALTCHER DW, WARREN RF, et al. Instability of the shoulder after arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1993 ; 75-A :492-497.
127. MOECKEL BH, WARREN RF, DINES DM, ALTCHER DW. The unstable shoulder arthroplasty. In: Arthroplasty of the shoulder / FRIEDMAN R, ed. New York: Thieme, 1994. pp 254-263.
128. MOLÉ D, ROCHE O, RIANDE N, LEVIGNE C, WALCH G. Cemented glenoid component : results in osteoarthritis and rheumatoid arthritis. In: Shoulder Arthroplasty / WALCH G, BOILEAU P, eds. Berlin : Springer-Verlag, 1999. pp 163-171.
129. MULLADJI AB, BEDDOW FH, LAMB GHR. CT-measurement of glenoid erosion in arthritis. *J Bone Joint Surg (Br)*, 1994;76-B:384-388.

130. NAGELS J, VALSTAR ER, STOKDIJK M, ROZING PM. Patterns of loosening of the glenoid component. *J Bone Joint Surg (Br)*, 2002;84-B (1):83-87.
131. NEER CS II, BROWN TH Jr, McLAUGHLIN HL. Fracture of the neck of the humerus with dislocation of the head fragment. *Am J Surg*, 1953;85 :252-258.
132. NEER CS II. Articular replacement of the humeral head. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1955;37-A:215-228.
133. NEER CS II. Replacement arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1974;56-A (1):1-13.
134. NEER CS II, KIRBY RM. Revision of humeral head and total shoulder arthroplasties. *Clin Orthop*, 1982;170:189-195.
135. NEER CS II, WATSON K, STANTON F. Recent experience in total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1982;64-A (3):319-337.
136. NEER CS II, CRAIG EV, FUKUDA H. Cuff tear arthropathy. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1983;65-A:1232-1244.
137. NEER CS II, MORRISSON DS. Glenoid bone grafting in total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1988;70-A:1154-1162.
138. NEER CS II. *Shoulder reconstruction Philadelphia: WB Saunders, 1990.*
139. NOEL E, THOMAS T, OLLAGNIER E, CONSTANTIN A, TEBIB JG, BOUVIER M. The role of medical synovectomy in treatment of the rheumatoid shoulder. In: *Shoulder Arthroplasty / WALCH G, BOILEAU P, eds. Berlin: Springer-Verlag, 1999. pp 213-220.*
140. NORRIS TR, GREEN A, McGUIGAN FX. Late prosthetic shoulder arthroplasty for displaced proximal humerus fractures. *J Shoulder Elbow Surg*, 1995;4:271-280.

141. NOVE-JOSSERAND L. Prothèse d'épaule pour ostéonécrose avasculaire : synthèse concernant les indications et résultats. In: 2000 Prothèses d'Epaule... recul de 2 à 10 ans 2000 Shoulder Prostheses... two to ten year follow-up / WALCH G, BOILEAU P, MOLÉ D, eds. Montpellier : Sauramps médical, 2001. pp 149-155.
142. O'BRIEN SJ, ALLEN AA, FEALY S, RODEO SA, ARNOCKY SP. Developmental anatomy of the shoulder and anatomy of the glenohumeral joint. In: The Shoulder. Second edition / ROCKWOOD CA, MATSEN FA III, eds. Philadelphia: WB Saunders, 1998.-1 vol, pp 1-33.
143. O'DRISCOLL SW, WRIGHT TW, COFIELD RH, ILSTRUP DM, MANSAT P. Problèmes glénoïdiens. Evaluation radiographique du composant glénoïdien dans les prothèses totales d'épaule. In : Prothèses d'épaule / MANSAT M, ed. Cahier d'enseignement de la SOFCOT n°68. Paris : Expansion scientifique Publications. 1999. pp 337-344.
144. ORR TE, CARTER DR, SHURMAN DJ. Stress analyses of glenoid component design. Clin Orthop, 1988;232:217-224.
145. OUDET D, FAVARD L, LATMANN S, SIRVEAUX F, SCHAEFFER J-C. La prothèse d'épaule AEQUALIS dans les omarthroses avec rupture massive et non réparable de la coiffe. In: 2000 Prothèses d'Epaule... recul de 2 à 10 ans 2000 Shoulder Prostheses... two to ten year follow-up / WALCH G, BOILEAU P, MOLÉ D, eds. Montpellier: Sauramps médical, 2001. pp 241-246.
146. PEAN JE. Des moyens prosthétiques destinés à obtenir la réparation des parties osseuses. Gaz Hop Paris, 1884 ;67 :291.
147. PETERSSON CJ. Shoulder surgery in rheumatoid arthritis. Acta Orthop Scand, 1986;57:222-226.

148. PETROFF E, MESTDAGH H, MAYNOU C, DELOBELLE JM. L'arthroplastie à cupule mobile dans l'omarthrose avec rupture de coiffe irréparable: résultats préliminaires et étude radiocinématographique. *Rev Chir Orthop*, 1999 ;85 :245-256.
149. PFAHLER M, NEYTON L, MOLÉ D. Results of the cemented polyethylene glenoid components. Comparison hemi vs total shoulder arthroplasty. . In: 2000 Prothèses d'Epaule... recul de 2 à 10 ans 2000 Shoulder Prostheses... two to ten year follow-up / WALCH G, BOILEAU P, MOLÉ D, eds. Montpellier: Sauramps médical, 2001. pp 457-467.
150. POLLOCK RG, DELIZ ED, McILVEEN SJ, FLATOW EL, BIGLIANI LU. Prosthetic replacement in rotator cuff-deficient shoulders. *J Shoulder Elbow Surg*, 1992;1:173-186.
151. POPPEN NK, WALKER PS. Forces at the glenohumeral joint in abduction. *Clin Orthop*, 1978;135:165-170.
152. POST M, HASKELL S, FINDER J. Total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1975;57-A (8):1171.
153. POST M, JABLON M, MILLER H, SINGH M. Constrained total shoulder joint replacement: A critical review. *Clin Orthop*, 1979;144:135-150.
154. POST M. Constrained arthroplasty of the shoulder. *Orthop Clin North Am*, 1987;18 (3):455-462.
155. RANDELLI M, GAMBRIOLI PL. Glenohumeral osteometry by computed tomography in normal and unstable shoulders. *Clin Orthop*, 1986;208:151-156.
156. REEVES B, JOBBINS B, FLOWERS M. Biomechanical problems in the development of a total shoulder endoprosthesis. *J Bone Joint Surg (Br)*, 1972;54-B:193.

- 157.REEVES B, JOBBINS B, DOWSON D, WRIGHT V. A total shoulder endoprosthesis. *Eng Med*, 1974;1:64-67.
- 158.RESNICK D, WALTER RD, CRUDALE AS. Bilateral dysplasia of the scapular neck. *AJR Am J Roentgenol*, 1982;139:387-389.
- 159.RICHARDS RR, AN KN, BIGLIANI LU et al. A standardised method for assessment of shoulder function. *J Shoulder Elbow Surg*, 1994;3:347-352.
- 160.RODOSKY MW, BIGLIANI LU. Surgical treatment of non constrained glenoid component failure. *Oper Tech Ortho*, 1994;4:226-236.
- 161.RODOSKY MW, WEINSTEIN DM, POLLOCK RG et al. On the rarity of glenoid component failure. *J Shoulder Elbow Surg*, 1995;4:S13-S14.
- 162.RODOSKY MW, BIGLIANI LU. Indications for glenoid resurfacing in shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 1996;5(3):231-248.
- 163.ROMANO R, BURGESS E. Total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1975;57-A:1033.
- 164.ROPER BA, PATERSON JMH, DAY WH. The Roper-Day total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg (Br)*, 1990;72-B (4):694-697.
- 165.ROWE CR, PATEL D, SOUTHMAYD WW. The Bankart procedure- a long term end-result study. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1978;60-A:1-16.
- 166.RUTHERFORD CS, COFIELD RH. Osteonecrosis of the shoulder. *Orthop Trans*, 1987;11:239.
- 167.SAHA AK. Dynamic stability of the glenohumeral joint. *Acta Orthop Scand*, 1971;42:491-505).

168. SAMILSON RL, PRIETO V. Dislocation arthropathy of the shoulder. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1983; 65-A:456-460.
169. SAWYER JR, ESTERHAI JL Jr. Shoulder infections. In: *Complex and revision problems in shoulder surgery* / WARNER JP, IANNOTTI JP, GERBER C, eds Philadelphia: Lippincott-Raven publishers. 1997, pp 385-398.
170. SCARLAT MM, MATSEN FA III. Observations on retrieved polyethylene glenoid components. *J Arthroplasty*, 2001;16(6):795-801.
171. SEZE De S, HUBAULT A, RAMPON S. L'épaule sénile hémorragique. In: *L'actualité rhumatologique*. Paris: Expansion Scientifique Française, 1967. pp 107-114.
172. SIRVEAUX F, FAVARD L, OUDET D, HUGUET D, LAUTMAN S. GRAMMONT inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive and non repairable cuff rupture. In: *2000 Prothèses d'Epaule... recul de 2 à 10 ans 2000 Shoulder Prostheses... two to ten year follow-up* / WALCH G, BOILEAU P, MOLÉ D, eds. Montpellier: Sauramps médical, 2001. pp 247-252.
173. SNEPPEN O, FRUENSGAARD S, JOHANNSEN HV, OLSEN BS, SOJBJERG JO, ANDERSEN NH. Total shoulder replacement in rheumatoid arthritis: Proximal migration and loosening. *J Shoulder Elbow Surg*, 1996;5:47-52.
174. SOJBJERG JO, FRICH LH, JOHANNSEN HV, SNEPPEN O. Late results of total shoulder replacement in patients with rheumatoid arthritis. *Clin Orthop*, 1999;366:39-45.
175. SOSLOWSKY L, FLATOW E, BIGLIANI L, MOW V. Articular geometry of the glenohumeral joint. *Clin Orthop*, 1992;285:181-190.
176. SPERLING JW, COFIELD RH. Revision total shoulder arthroplasty for the treatment of glenoid arthrosis. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1998; 80-A (6):860-867.

177. SPERLING JW, COFIELD RH, ROWLAND CM. Neer hemiarthroplasty and Neer total shoulder arthroplasty in patients fifty years old or less. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1998; 80-A(4):464-473.
178. SPERLING JW, COFIELD RH, STEINMANN SP. Shoulder arthroplasty for osteoarthritis secondary to glenoid dysplasia. *J Bone Joint Surg (Am)*, 2002;84-A(4):541-546.
179. STEINMANN SP, COFIELD RH. Bone grafting for glenoid deficiency in total shoulder replacement. *J Shoulder Elbow Surg*, 2000;9:361-367.
180. STONE KD, GRABOWSKI JJ, COFIELD RH, MORREY BF, AN KN. Stress analyses of glenoid components in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 1999;8:151-158.
181. TORCHIA ME, COFIELD RH, SETTERGREN CR. Total shoulder arthroplasty with the Neer prosthesis: long-term results. *J Shoulder Elbow Surg*, 1997;6:495-505.
182. TORG JS, BALDUINI FC, BONCI C et al. A modified Bristow-Helfet-May procedure for recurrent dislocation and subluxation of the shoulder. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1987 ;69A :904-913.
183. WALCH G, BOILEAU P, MARTIN B, DEJOUR H. Luxations et fractures luxations postérieures invétérées de l'épaule. A propos de 30 cas. *Rev Chir Orthop*, 1990 ; 76 :546-558.
184. WALCH G, NOEL E, GUIER C, FREHEL M. Rheumatoid arthritis of the shoulder: A review of 250 patients. In: *Surgery of the shoulder / POST M, MORREY BF, HAWKINS RJ, eds. St.Louis: Mosby-Year Book, 1990. pp 267-269.*

185. WALCH G, BADET R, NOVE-JOSSERAND L, LEVIGNE C. Nonunions of the surgical neck of the humerus: surgical treatment with an intra-medullary bone peg, internal fixation and cancellous bone grafting. *J Shoulder Elbow Surg*, 1996;5:161-168.
186. WALCH G, BOILEAU P, RIANDE N. Results of a new uncemented glenoid component. In: *Shoulder Arthroplasty* / WALCH G, BOILEAU P, eds. Berlin: Springer-Verlag, 1999. pp 173-176.
187. WALCH G, BOULAHIA A, BADET R, RIANDE N, KEMPF JF. Primary Glenohumeral osteoarthritis: clinical and radiographic classification. In: *Shoulder Arthroplasty* / WALCH G, BOILEAU P, eds. Berlin: Springer-Verlag, 1999. pp 195-201.
188. WALCH G, EDWARDS TB, BOULAHIA A, BOILEAU P, MOLÉ D, ADELEINE P. Prosthetic mismatch Influence on the radiographic glenoid radiolucent lines. In: *2000 Prothèses d'Epaule... recul de 2 à 10 ans 2000 Shoulder Prostheses... two to ten year follow-up* / WALCH G, BOILEAU P, MOLÉ D, eds. Montpellier: Sauramps médical, 2001. pp 507-516.
189. WALCH G, ASCANI C, BOULAHIA A, NOVE-JOSSERAND L, EDWARDS TB. Static posterior subluxation of the humeral head: An unrecognized entity responsible for glenohumeral osteoarthritis in the young adult. *J Shoulder Elbow Surg*, 2002;11:309-314.
190. WALLACE WA. The dynamic study of shoulder movement. In: BAYLEY I, KESSEL L, ed. *Shoulder surgery*. 1982. New York. Springer-Verlag.
191. WALLACE AL, WALSH WR, SONNABEND DH. Dissociation of the glenoid component in cementless total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 1999;8:81-84.
192. WEISS APC, ADAMS MA, MOORE JR, WEILAND AJ. Unconstrained shoulder arthroplasty. A five-year average follow-up study. *Clin Orthop*, 1990 ; 257 : 86-90.

193. WILLEMS WJ. Atraumatic avascular osteonecrosis of the humeral head: epidemiology and radiology. In: 2000 Prothèses d'Epaule... recul de 2 à 10 ans / 2000 Shoulder Prostheses... two to ten year follow-up / WALCH G, BOILEAU P, MOLÉ D, eds. Montpellier: Sauramps médical, 2001. pp 121-126.
194. WIRTH MA, LYONS FR, ROCKWOOD CA. Hypoplasia of the glenoid. A review of sixteen patients. J Bone Joint Surg (Am) 1993;75-A:1175-1184.
195. WIRTH MA, ROCKWOOD CA. Complications of shoulder arthroplasty. Clin Orthop, 1994;307:47-69.
196. WIRTH MA, ROCKWOOD CA. Complications of total shoulder arthroplasty. J Bone Joint Surg (Am) 1996; 78-A:603-616.
197. WIRTH MA, AGRAWAL CM, MABREY JD, DEAN DD, BLANCHARD CR, MILLER MA, ROCKWOOD CA. Isolation and characterization of polyethylene wear debris associated with osteolysis following total shoulder arthroplasty. J Bone Joint Surg (Am), 1999;81-A:29-37.
198. YOUNG DC, ROCKWOOD CA. Complications of failed Bristow procedure and their management. J Bone Joint Surg (Am), 1991, 73-A :969-981.
199. ZIPPEL J. Arthroplastik des Schultergelenkes. Orthopäde, 1973;2:107-109.
200. ZUCKERMANN JD, MATSEN FA III. Complications about the glenohumeral joint related to the use of screws and staples. J Bone Joint Surg (Am), 1984;66-A:175-180.



VU

NANCY, le 23 juillet 2002
Le Président de Thèse

NANCY, le 16 septembre 2002
Le Doyen de la Faculté de Médecine

Professeur D. MOLE

Professeur J. ROLAND

AUTORISE À SOUTENIR ET À IMPRIMER LA THÈSE

NANCY, le 23 septembre 2002

LE PRÉSIDENT DE L'UNIVERSITÉ DE NANCY 1

Professeur C. BURLET

RESUME DE LA THESE :

L'échec du composant glénoïdien est la complication principale dans les suites d'une prothèse totale d'épaule.

Entre 1994 et 2001, 37 reprises chirurgicales (36 patients) pour échec de l'implant glénoïdien ont été effectuées. Ces patients ont été opérés pour 7 d'entre eux à la CLINIQUE de TRAUMATOLOGIE et ORTHOPEDIE de NANCY (Professeur MOLÉ), 9 dans le service de CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE et TRAUMATOLOGIE du SPORT du CHU de NICE (Professeur BOILEAU) et 21 à la CLINIQUE SAINTE-ANNE LUMIERE de LYON (Docteur WALCH).

Après une étude des différents processus pathologiques impliquant la glène et un rappel historique des implants glénoïdiens, l'auteur aborde les indications et l'intérêt du resurfaçage glénoïdien. Une revue de littérature des permet de distinguer les complications spécifiques des glènes cimentées et non cimentées.

Les résultats de la série, permettent de comparer les différentes options chirurgicales utilisées (repose d'un implant glénoïdien, glénoïdoplastie avec ou sans greffe, prothèse DELTA et résection arthroplastie) ainsi que l'étude de l'influence du stock osseux glénoïdien.

Enfin, la discussion permet de dégager les différentes orientations thérapeutiques envisageables dans cette difficile chirurgie de reprise.

TITRE EN ANGLAIS :

Revision surgery for failed glenoid component after total shoulder replacement :
A 37 cases report.

THESE : MÉDECINE SPÉCIALISÉE- ANNÉE 2002

MOTS CLEFS :

Descellement glénoïdien.
Reprise chirurgicale.
Defect osseux.

Faculté de Médecine de Nancy
9, avenue de la Forêt de Haye
54505 VANDOEUVRE LES NANCY Cédex