HAL
open science

Prothèses totales de hanche cimentées, Intérêts d'une butée anti-luxation : étude clinique et radiologique à propos de 65 cas

Pierre-Louis Chaumont

To cite this version:

Pierre-Louis Chaumont. Prothèses totales de hanche cimentées, Intérêts d'une butée anti-luxation : étude clinique et radiologique à propos de 65 cas. Sciences du Vivant [q-bio]. 2010. hal-01733723

HAL Id: hal-01733723

https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01733723v1

Submitted on 14 Mar 2018

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

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

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

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

UNIVERSITE HENRI POINCARE NANCY I
2010

FACULTE DE MEDECINE DE NANCY
N°

THESE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR EN MEDECINE

présentée et soutenue publiquement

dans le cadre du troisième cycle de Médecine Spécialisée

par

Pierre-Louis CHAUMONT

le 22 juin 2010

PROTHESES TOTALES DE HANCHE CIMENTEES
INTERETS D'UNE BUTEE ANTI-LUXATION
Etude clinique et radiologique

A propos de 65 cas

Examinateurs de la thèse

M. H. COUDANE	Professeur	Président
M. D. MAINARD	Professeur	Juge
M. A. BLUM	Professeur	Juge
M. T. GEORGE	Docteur en Médecine	Juge

UNIVERSITÉ HENRI POINCARÉ, NANCY 1

FACULTÉ DE MÉDECINE DE NANCY

Président de l'Université : Professeur Jean-Pierre FINANCE

Doyen de la Faculté de Médecine : Professeur Henry COUDANE

Vice Doyen *Mission « sillon lorrain »* : Professeur Annick BARBAUD
Vice Doyen *Mission « Campus »* : Professeur Marie-Christine BÉNÉ
Vice Doyen *Mission « Finances » :* Professeur Marc BRAUN
Vice Doyen Mission « *Recherche* » : Professeur Jean-Louis GUÉANT

Assesseurs :

- Pédagogie :	**Professeur Karine ANGIOÏ-DUPREZ**
- 1er Cycle :	**Professeur Bernard FOLIGUET**
- « Première année commune aux études de santé (PACES) et universitarisation études para-médicales »	**M. Christophe NÉMOS**
- 2ème Cycle :	**Professeur Marc DEBOUVERIE**
- 3ème Cycle : *« DES Spécialités Médicales, Chirurgicales et Biologiques »* *« DES Spécialité Médecine Générale*	**Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI** **Professeur Francis RAPHAËL**
- Filières professionnalisées :	**M. Walter BLONDEL**
- Formation Continue :	**Professeur Hervé VESPIGNANI**
- Commission de Prospective :	**Professeur Pierre-Edouard BOLLAERT**
- Recherche :	**Professeur Didier MAINARD**
- Développement Professionnel Continu :	**Professeur Jean-Dominique DE KORWIN**

DOYENS HONORAIRES

Professeur Adrien DUPREZ – Professeur Jean-Bernard DUREUX
Professeur Jacques ROLAND – Professeur Patrick NETTER

==========

PROFESSEURS HONORAIRES

Pierre ALEXANDRE – Jean-Marie ANDRE - Daniel ANTHOINE - Alain BERTRAND - Pierre BEY - Jean BEUREY
Jacques BORRELLY - Michel BOULANGE - Jean-Claude BURDIN - Claude BURLET - Daniel BURNEL - Claude CHARDOT Jean-Pierre CRANCE - Gérard DEBRY - Jean-Pierre DELAGOUTTE - Emile de LAVERGNE - Jean-Pierre DESCHAMPS
Michel DUC - Jean DUHEILLE - Adrien DUPREZ - Jean-Bernard DUREUX - Gabriel FAIVRE – Gérard FIEVE - Jean FLOQUET
Robert FRISCH - Alain GAUCHER - Pierre GAUCHER - Hubert GERARD - Jean-Marie GILGENKRANTZ Simone GILGENKRANTZ - Oliéro GUERCI - Pierre HARTEMANN - Claude HURIET – Christian JANOT - Jacques LACOSTE Henri LAMBERT - Pierre LANDES - Alain LARCAN - Marie-Claire LAXENAIRE - Michel LAXENAIRE - Jacques LECLERE Pierre LEDERLIN - Bernard LEGRAS - Michel MANCIAUX - Jean-Pierre MALLIÉ - Pierre MATHIEU
Denise MONERET-VAUTRIN - Pierre NABET - Jean-Pierre NICOLAS - Pierre PAYSANT - Francis PENIN - Gilbert PERCEBOIS Claude PERRIN - Guy PETIET - Luc PICARD - Michel PIERSON - Jean-Marie POLU – Jacques POUREL - Jean PREVOT Antoine RASPILLER - Michel RENARD - Jacques ROLAND - René-Jean ROYER - Paul SADOUL - Daniel SCHMITT
Jean SOMMELET - Danièle SOMMELET - Michel STRICKER - Gilbert THIBAUT - Augusta TREHEUX -

Hubert UFFHOLTZ
Gérard VAILLANT – Paul VERT - Colette VIDAILHET - Michel VIDAILHET - Michel WAYOFF - Michel WEBER

==========

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS
PRATICIENS HOSPITALIERS

(Disciplines du Conseil National des Universités)

42ème Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE
1ère sous-section : ***(Anatomie)***
Professeur Gilles GROSDIDIER
Professeur Pierre LASCOMBES – Professeur Marc BRAUN
2ème sous-section : ***(Cytologie et histologie)***
Professeur Bernard FOLIGUET
3ème sous-section : ***(Anatomie et cytologie pathologiques)***
Professeur François PLENAT – Professeur Jean-Michel VIGNAUD

43ème Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE
1ère sous-section : ***(Biophysique et médecine nucléaire)***
Professeur Gilles KARCHER – Professeur Pierre-Yves MARIE – Professeur Pierre OLIVIER
2ème sous-section : ***(Radiologie et imagerie médicale)***
Professeur Denis REGENT – Professeur Michel CLAUDON
Professeur Serge BRACARD – Professeur Alain BLUM – Professeur Jacques FELBLINGER
Professeur René ANXIONNAT

44ème Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION
1ère sous-section : ***(Biochimie et biologie moléculaire)***
Professeur Jean-Louis GUÉANT – Professeur Jean-Luc OLIVIER – Professeur Bernard NAMOUR
2ème sous-section : ***(Physiologie)***
Professeur François MARCHAL – Professeur Bruno CHENUEL – Professeur Christian BEYAERT
3ème sous-section : ***(Biologie Cellulaire)***
Professeur Ali DALLOUL
4ème sous-section : ***(Nutrition)***
Professeur Olivier ZIEGLER – Professeur Didier QUILLIOT

45ème Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE
1ère sous-section : ***(Bactériologie – virologie ; hygiène hospitalière)***
Professeur Alain LE FAOU - Professeur Alain LOZNIEWSKI
3ème sous-section : ***(Maladies infectieuses ; maladies tropicales)***
Professeur Thierry MAY – Professeur Christian RABAUD

46ème Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ
1ère sous-section : ***(Épidémiologie, économie de la santé et prévention)***
Professeur Philippe HARTEMANN – Professeur Serge BRIANÇON - Professeur Francis GUILLEMIN
Professeur Denis ZMIROU-NAVIER – Professeur François ALLA
2ème sous-section : ***(Médecine et santé au travail)***
Professeur Christophe PARIS
3ème sous-section : ***(Médecine légale et droit de la santé)***

Professeur Henry COUDANE

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

Professeur François KOHLER – Professeur Éliane ALBUISSON

47ème Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE

1ère sous-section : ***(Hématologie ; transfusion)***

Professeur Thomas LECOMPTE – Professeur Pierre BORDIGONI

Professeur Jean-François STOLTZ – Professeur Pierre FEUGIER

2ème sous-section : ***(Cancérologie ; radiothérapie)***

Professeur François GUILLEMIN – Professeur Thierry CONROY

Professeur Didier PEIFFERT – Professeur Frédéric MARCHAL

3ème sous-section : ***(Immunologie)***

Professeur Gilbert FAURE – Professeur Marie-Christine BENE

4ème sous-section : ***(Génétique)***

Professeur Philippe JONVEAUX – Professeur Bruno LEHEUP

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

1ère sous-section : ***(Anesthésiologie et réanimation chirurgicale ; médecine d'urgence)***

Professeur Claude MEISTELMAN – Professeur Hervé BOUAZIZ

Professeur Paul-Michel MERTES – Professeur Gérard AUDIBERT

2ème sous-section : ***(Réanimation médicale ; médecine d'urgence)***

Professeur Alain GERARD - Professeur Pierre-Édouard BOLLAERT

Professeur Bruno LÉVY – Professeur Sébastien GIBOT

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

Professeur Patrick NETTER – Professeur Pierre GILLET

4ème sous-section : ***(Thérapeutique ; médecine d'urgence ; addictologie)***

Professeur François PAILLE – Professeur Gérard GAY – Professeur Faiez ZANNAD

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

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

Professeur Gérard BARROCHE – Professeur Hervé VESPIGNANI

Professeur Xavier DUCROCQ – Professeur Marc DEBOUVERIE

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

Professeur Jean-Claude MARCHAL – Professeur Jean AUQUE

Professeur Thierry CIVIT

3ème sous-section : ***(Psychiatrie d'adultes ; addictologie)***

Professeur Jean-Pierre KAHN – Professeur Raymund SCHWAN

4ème sous-section : ***(Pédopsychiatrie ; addictologie)***

Professeur Daniel SIBERTIN-BLANC – Professeur Bernard KABUTH

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

Professeur Jean PAYSANT

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

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

Professeur Isabelle CHARY-VALCKENAERE – Professeur Damien LOEUILLE

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

Professeur Daniel MOLE - Professeur Didier MAINARD

Professeur François SIRVEAUX – Professeur Laurent GALOIS

3ème sous-section : ***(Dermato-vénéréologie)***
Professeur Jean-Luc SCHMUTZ – Professeur Annick BARBAUD
4ème sous-section : ***(Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique ; brûlologie)***
Professeur François DAP – Professeur Gilles DAUTEL

51ème Section : PATHOLOGIE CARDIORESPIRATOIRE et VASCULAIRE
1ère sous-section : ***(Pneumologie ; addictologie)***
Professeur Yves MARTINET – Professeur Jean-François CHABOT – Professeur Ari CHAOUAT
2ème sous-section : ***(Cardiologie)***
Professeur Etienne ALIOT – Professeur Yves JUILLIERE – Professeur Nicolas SADOUL
Professeur Christian de CHILLOU
3ème sous-section : ***(Chirurgie thoracique et cardiovasculaire)***
Professeur Jean-Pierre VILLEMOT - Professeur Jean-Pierre CARTEAUX – Professeur Loïc MACÉ
4ème sous-section : ***(Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire)***
Professeur Denis WAHL – Professeur Sergueï MALIKOV

52ème Section : MALADIES DES APPAREILS DIGESTIF et URINAIRE
1ère sous-section : ***(Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie)***
Professeur Marc-André BIGARD - Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI – Professeur Laurent PEYRIN-BIROULET
2ème sous-section : ***(Chirurgie digestive)***
3ème sous-section : ***(Néphrologie)***
Professeur Michèle KESSLER – Professeur Dominique HESTIN – Professeur Luc FRIMAT
4ème sous-section : ***(Urologie)***
Professeur Philippe MANGIN – Professeur Jacques HUBERT – Professeur Pascal ESCHWEGE

53ème Section : MÉDECINE INTERNE, GÉRIATRIE et CHIRURGIE GÉNÉRALE
1ère sous-section : ***(Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; médecine générale ; addictologie)***
Professeur Jean-Dominique DE KORWIN – Professeur Pierre KAMINSKY
Professeur Athanase BENETOS - Professeur Gisèle KANNY
2ème sous-section : ***(Chirurgie générale)***
Professeur Patrick BOISSEL – Professeur Laurent BRESLER
Professeur Laurent BRUNAUD – Professeur Ahmet AYAV

54ème Section : DÉVELOPPEMENT ET PATHOLOGIE DE L'ENFANT, GYNÉCOLOGIE-OBSTÉTRIQUE, ENDOCRINOLOGIE ET REPRODUCTION
1ère sous-section : ***(Pédiatrie)***
Professeur Pierre MONIN - Professeur Jean-Michel HASCOET - Professeur Pascal CHASTAGNER
Professeur François FEILLET - Professeur Cyril SCHWEITZER
2ème sous-section : ***(Chirurgie infantile)***
Professeur Michel SCHMITT – Professeur Pierre JOURNEAU – Professeur Jean-Louis LEMELLE
3ème sous-section : ***(Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale)***
Professeur Michel SCHWEITZER – Professeur Jean-Louis BOUTROY
Professeur Philippe JUDLIN – Professeur Patricia BARBARINO
4ème sous-section : ***(Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques ; gynécologie médicale)***
Professeur Georges WERYHA – Professeur Marc KLEIN – Professeur Bruno GUERCI

55ème Section : PATHOLOGIE DE LA TÊTE ET DU COU
1ère sous-section : ***(Oto-rhino-laryngologie)***
Professeur Claude SIMON – Professeur Roger JANKOWSKI
2ème sous-section : ***(Ophtalmologie)***
Professeur Jean-Luc GEORGE – Professeur Jean-Paul BERROD – Professeur Karine ANGIOI-DUPREZ
3ème sous-section : ***(Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie)***
Professeur Jean-François CHASSAGNE – Professeur Etienne SIMON

==========

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS

64ème Section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE
Professeur Sandrine BOSCHI-MULLER

==========

MAÎTRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

42ème Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE
1ère sous-section : ***(Anatomie)***
Docteur Bruno GRIGNON – Docteur Thierry HAUMONT
2ème sous-section : ***(Cytologie et histologie)***
Docteur Edouard BARRAT - Docteur Françoise TOUATI – Docteur Chantal KOHLER
3ème sous-section : ***(Anatomie et cytologie pathologiques)***
Docteur Béatrice MARIE

43ème Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE
1ère sous-section : ***(Biophysique et médecine nucléaire)***
Docteur Marie-Hélène LAURENS – Docteur Jean-Claude MAYER
Docteur Pierre THOUVENOT – Docteur Jean-Marie ESCANYE – Docteur Amar NAOUN
2ème sous-section : (Radiologie et imagerie médicale)
Docteur Damien MANDRY

44ème Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION
1ère sous-section : ***(Biochimie et biologie moléculaire)***
Docteur Jean STRACZEK – Docteur Sophie FREMONT
Docteur Isabelle GASTIN – Docteur Marc MERTEN – Docteur Catherine MALAPLATE-ARMAND
Docteur Shyue-Fang BATTAGLIA
2ème sous-section : ***(Physiologie)***
Docteur Nicole LEMAU de TALANCE
3ème sous-section : ***(Biologie Cellulaire)***
Docteur Véronique DECOT-MAILLERET
4ème sous-section : ***(Nutrition)***
Docteur Rosa-Maria RODRIGUEZ-GUEANT

45ème Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE
1ère sous-section : ***(Bactériologie – Virologie ; hygiène hospitalière)***
Docteur Francine MORY – Docteur Véronique VENARD
2ème sous-section : ***(Parasitologie et mycologie)***
Docteur Nelly CONTET-AUDONNEAU – Madame Marie MACHOUART

46ème Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ
1ère sous-section : ***(Epidémiologie, économie de la santé et prévention)***
Docteur Alexis HAUTEMANIÈRE – Docteur Frédérique CLAUDOT
3ème sous-section ***(Médecine légale et droit de la santé)***
Docteur Laurent MARTRILLE
4ère sous-section : ***(Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication***
Docteur Pierre GILLOIS – Docteur Nicolas JAY

47ème Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE
1ère sous-section : ***(Hématologie ; transfusion)***
Docteur François SCHOONEMAN
2ème sous-section : ***(Cancérologie ; radiothérapie : cancérologie (type mixte : biologique)***
Docteur Lina BOLOTINE
3ème sous-section : ***(Immunologie)***
Docteur Marcelo DE CARVALHO BITTENCOURT
4ème sous-section : ***(Génétique)***
Docteur Christophe PHILIPPE – Docteur Céline BONNET

48ème Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D'URGENCE, PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE
3ème sous-section : ***(Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique)***
Docteur Françoise LAPICQUE – Docteur Marie-José ROYER-MORROT – Docteur Nicolas GAMBIER
4ème sous-section : (Thérapeutique ; médecine d'urgence ; addictologie
Docteur Patrick ROSSIGNOL

50ème Section : RHUMATOLOGIE
1ère sous-section : ***(Rhumatologie)***
Docteur Anne-Christine RAT

54ème Section : DÉVELOPPEMENT ET PATHOLOGIE DE L'ENFANT, GYNÉCOLOGIE-OBSTÉTRIQUE, ENDOCRINOLOGIE ET REPRODUCTION
5ème sous-section : ***(Biologie et médecine du développement et de la reproduction ; gynécologie médicale)***
Docteur Jean-Louis CORDONNIER

==========

MAÎTRES DE CONFÉRENCES

5ème section : SCIENCE ÉCONOMIE GÉNÉRALE
Monsieur Vincent LHUILLIER

40ème section : SCIENCES DU MÉDICAMENT
Monsieur Jean-François COLLIN

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

61ème section : GÉNIE INFORMATIQUE, AUTOMATIQUE ET TRAITEMENT DU SIGNAL
Monsieur Jean REBSTOCK – Monsieur Walter BLONDEL

64ème section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE
Mademoiselle Marie-Claire LANHERS

65ème section : BIOLOGIE CELLULAIRE
Mademoiselle Françoise DREYFUSS – Monsieur Jean-Louis GELLY
Madame Ketsia HESS – Monsieur Hervé MEMBRE – Monsieur Christophe NEMOS
Madame Natalia DE ISLA – Monsieur Pierre TANKOSIC

66ème section : PHYSIOLOGIE
Monsieur Nguyen TRAN

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

========

PROFESSEURS ASSOCIÉS

Médecine Générale
Professeur associé Alain AUBREGE
Professeur associé Francis RAPHAEL

MAÎTRES DE CONFÉRENCES ASSOCIÉS

Médecine Générale
Docteur Jean-Marc BOIVIN
Docteur Jean-Louis ADAM
Docteur Elisabeth STEYER
Docteur Paolo DI PATRIZIO

========

PROFESSEURS ÉMÉRITES

Professeur Daniel ANTHOINE - Professeur Pierre BEY - Professeur Michel BOULANGE
Professeur Jean-Pierre CRANCE - Professeur Jean FLOQUET - Professeur Jean-Marie GILGENKRANTZ
Professeur Simone GILGENKRANTZ – Professeur Henri LAMBERT - Professeur Alain LARCAN
Professeur Denise MONERET-VAUTRIN - Professeur Jean-Pierre NICOLAS – - Professeur Guy PETIET
Professeur Luc PICARD - Professeur Michel PIERSON - Professeur Jacques POUREL
Professeur Jacques ROLAND - - Professeur Michel STRICKER - Professeur Gilbert THIBAUT
Professeur Hubert UFFHOLTZ - Professeur Paul VERT - Professeur Michel VIDAILHET

========

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)
Vanderbilt University, Nashville (U.S.A)
Harry J. BUNCKE (1989)
Université de Californie, San Francisco (U.S.A)
Professeur Daniel G. BICHET (2001)
Université de Montréal (Canada)
Professeur Brian BURCHELL (2007)
Université de Dundee (Royaume Uni)

Professeur Théodore H. SCHIEBLER (1989)
Institut d'Anatomie de Würtzburg (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 (VIÊTNAM)

Professeur Marc LEVENSTON (2005)
Institute of Technology, Atlanta (USA)

A notre Maître et président de thèse,

Monsieur le Professeur Henry COUDANE,

Professeur de Médecine Légale et Droit de la Santé
Doyen de la Faculté de Médecine de Nancy
Chevalier dans l'Ordre National de la Légion d'Honneur
Chevalier dans l'Ordre des Palmes Académiques

Vous nous avez fait l'honneur de nous confier ce travail et de nous guider tout au long de sa réalisation.

Vos qualités humaines et chirurgicales, ainsi que l'étendue de vos connaissances seront toujours pour nous un exemple.

Nous sommes honorés d'avoir la chance d'apprendre la chirurgie orthopédique et traumatologique à vos côtés.

Veuillez trouver ici l'expression de notre profond respect et de notre gratitude pour l'indulgence que vous nous avez manifestée et l'accueil que vous nous avez réservé.

A notre Maître et juge,

Monsieur le Professeur Didier MAINARD,

Professeur de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique

Vos qualités chirurgicales et votre dévouement envers les patients nous ont émerveillé.

Vous nous avez toujours considéré avec bienveillance.

Veuillez trouver ici le témoignage de notre respect et de notre gratitude d'avoir accepté de juger ce travail.

A notre Maître et juge,

Monsieur le Professeur Alain BLUM,

Professeur de Radiologie et d'Imagerie Médicale

Vos compétences en radiologie et votre disponibilité sont pour nous un exemple.

Nous avons été honorés de pouvoir bénéficier de votre aide et de celle de vos collaborateurs.

Veuillez trouver ici l'expression de nos remerciements et de notre respect.

A notre juge,

Monsieur le Docteur Thierry GEORGE,

Docteur en Médecine

Vous nous avez accueilli alors même que nous n'étions encore qu'étudiant hospitalier.

Votre dévouement envers les patients, votre habileté technique et votre rigueur nous émerveille chaque jour.

Nous vous sommes reconnaissant pour votre accompagnement et pour votre patience tout au long de notre apprentissage et de l'élaboration de ce travail.

Soyez assuré de notre gratitude et de notre respect.

A notre Maître,

Monsieur le Professeur Jean-Pierre DELAGOUTTE

Professeur de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique

Vous nous avez émerveillé par votre dévouement pour l'enseignement et votre excellence en chirurgie.

Nous avons la chance de pouvoir bénéficier de votre sagesse et de votre expérience, et nous vous en sommes reconnaissant.

A nos Maîtres d'internat,

qui nous ont guidé dans notre apprentissage de la chirurgie,

Monsieur le Professeur Henry COUDANE

Monsieur le Professeur Daniel MOLÉ

Monsieur le Professeur Gilles DAUTEL

Monsieur le Professeur Pierre LASCOMBES

Monsieur le Professeur Gilles GROSDIDIER

Monsieur le Professeur François SIRVEAUX

Monsieur le Professeur François DAP

Monsieur le Professeur Pierre JOURNEAU

Monsieur le Professeur Jean-Pierre DELAGOUTTE

A nos Praticiens Hospitaliers et Chefs de Cliniques,

qui ont contribué à notre formation,

Monsieur le Docteur Edouard HAZOTTE

Monsieur le Docteur Blaise MICHEL

Monsieur le Docteur Thierry GEORGE

Monsieur le Docteur Rémi CHARVET

Monsieur le Docteur Frédéric ELOY

Monsieur le Docteur Olivier ROCHE

Monsieur le Docteur Pablo TURELL

Monsieur le Docteur Olivier TOUCHARD

Monsieur le Docteur Grégory NAVEZ

Monsieur le Docteur Jérôme DILIGENT

Monsieur le Docteur Thierry HAUMONT

Monsieur le Docteur Stéphane BARBARY

Madame le Docteur Marie-Laure ABI-CHALHA

Monsieur le Docteur Eric MAURICE

Monsieur le Docteur Fabien DELETANG

Monsieur le Docteur Jérôme SEGRET

Monsieur le Docteur Nicolas REIBEL

Madame le Docteur Joëlle SIAT

Madame le Docteur Manuela PEREZ

Monsieur le Docteur Christophe DUCHAMP

Madame le Docteur Magali FAU

A mes Co-Internes,

qui m'ont aidé cette année,

Monsieur Damien BELLAN

Monsieur Loïc MILIN

Madame Marie GALIFET-PHILIPPE

Au Docteur Jean-Paul METAIZEAU envers qui nous sommes reconnaissant pour son enseignement et ses grandes qualités humaines et chirurgicales,

Au Docteur Matthias LOUIS pour son aide précieuse et ses conseils sans lesquels ce travail ne serait pas ce qu'il est,

Au Docteur Patrick KAUFFMANN pour son accueil chaleureux lors de nos tous premiers pas en solitaire de jeune chirurgien,

Au Docteur Blaise MICHEL pour son accueil chaleureux dans le monde de l'orthopédie, son soutien et ses encouragements généreux, ses conseils avisés,

Au Docteur Dominique MARCON et à Madame Marie-Frédérique FERRY pour leur aide précieuse dans la prise en charge des patients (même si le patient n'est autre que nous-même),

A toute l'équipe du bloc opératoire de Central sans qui nous ne pouvons rien faire,

A toute l'équipe para-médicale de l'ATOL : salle 6/8, pavillon, consultation, qui nous a accueilli,

A mes collègues et néanmoins amis, Thierry et Damien, à Jérôme, l'ami du service d'à côté, à Richard, de la rue Hermitte, à Fabien et Antoine, de l'ex Toul-les-Boules,

A mes amis, Gauthier et Charlotte (et le petit Alexandre), Nicolas et Laëtitia (et Lou-Anne et Aubin), Matthieu et Mélanie, Charles,

A mes parents,
qui m'ont toujours soutenu,

A mes frères et soeurs et à mes neveux,

A mes beaux-parents,
qui ont bien voulu, malgré tout, accueillir un orthopédiste dans leur famille,

A Brigitte
pour son amour, son soutien et sa présence de tous les jours à mes côtés,
avec tout mon amour,

Je dédie cette thèse

« Ce n'est pas le chemin qui est difficile, c'est le difficile qui est le chemin »

Sören Kierkegaard

SERMENT

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

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

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

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

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

Table des Matières

1.Introduction **22**

2.Matériel et méthodes **24**

I. Matériel **24**

A. Patients *24*

B. Méthode opératoire et suites *24*

II. Méthode d'évaluation **26**

A. Etude clinique *26*

B. Etude radiologique *28*

3.Résultats **33**

I. Résultats cliniques **33**

A. Groupe «première intention» *33*

B. Groupe «reprise» *38*

II. Résultats radiologiques **41**

A. Bilan standard *41*

B. Bilan comparatif scanner versus radiographie *42*

4.Discussion **45**

I. Résultats fonctionnels et devenir des prothèses totales de hanche cimentées **45**

A. Chirurgie prothétique de première intention *45*

B. Reprise prothétique *47*

II. Instabilité prothétique **48**

A. Problématique *48*

B. Moyens de stabilisation *50*

III. Apport de l'imagerie **56**

A. Orientation des cupules *56*

B. Mesure de l'épaisseur du polyéthylène *58*

5.Conclusion **61**

6.Detailled Abstract **62**

7.Références **67**

Introduction

L'arthroplastie totale de hanche est actuellement le troisième acte réalisé en France, en terme de fréquence, en Chirurgie Orthopédique et Traumatologique.

Les principes généraux de cette intervention ont été développés au cours du XX° siècle. Il existe à ce jour plusieurs prothèses totales de hanche différentes. En résumé, il nous faut distinguer les implants cimentés et non cimentés, les différents couples de frottement prothétique : métal/métal, céramique/céramique, métal ou céramique/polyéthylène.
Au cours des années 1960, Charnley a introduit le concept de «low friction arthroplasty» : à savoir implants cotyloïdiens et fémoraux cimentés, cupule acétabulaire en polyéthylène, tête fémorale de 22,2 mm (7/8° de pouce), voie d'abord trans-trochantérienne [18-21].
Cette intervention, très répandue et étudiée, conserve cependant encore une part de ses mystères et un certain nombre de complications plus ou moins graves telles que la survenue de thrombose veineuse profonde voire d'embolie pulmonaire, le risque infectieux pouvant annihiler le résultat prothétique, la survenue de fractures fémorales et/ou acétabulaires, péri- ou post-opératoire, sur prothèses.

Parmi ces complications, deux semblent les plus à mêmes de grever le résultat clinique et fonctionnel de nos patients, de part leur fréquence et leur gravité. Nous avons donc voulu axer notre étude vis-à-vis de ces deux complications : l'instabilité prothétique et le descellement aseptique.

L'instabilité est la deuxième complication en terme de fréquence après arthroplastie totale de hanche. Il s'agit d'une complication invalidante pour le patient et frustrante pour l'opérateur. La fréquence des luxations dans la littérature est comprise entre 0,16 % pour Letournel [67] et 9,5 % pour Vicar [117]. Les subluxations sont non incluses dans ces taux. Elles sont estimées à 5,5 % par Ritter [105] et à 2 % par Eftekahr [34]. Encore faut-il distinguer, en fonction de la date de survenue, les luxations précoces (avant le troisième mois post-opératoire), secondaires (entre le troisième mois et la cinquième année post-opératoire) et tardives [51, 81, 94, 99]. Dans le cadre des reprises de prothèses, le taux de luxations

postopératoires est plus important. Woo et Morrey [120] l'estiment à 13 %, Lewinnek [68] à 28 %. En 1999, le symposium de la SOFCOT retrouvait un taux global de 7,9 % [10]. Pour Wroblewski [123] et pour Woo et Morrey [120], ce risque est encore accru lorsque le motif de reprise est l'instabilité prothétique.

Plusieurs modalités de traitement, y compris chirurgical, et de prévention de cette instabilité prothétique ont été proposées depuis l'invention de l'arthroplastie totale de hanche. Nous avons voulu évaluer, à la lumière de notre expérience, l'efficacité de l'un de ces moyens de traitement et de prévention, à savoir la butée prothétique en polyéthylène, sur le risque de survenue de luxations précoces et secondaires.

Le descellement aseptique est la complication la plus fréquente après arthroplastie totale de hanche, déterminant par définition la survie des implants. Il peut être de deux types : mécanique (lié aux contraintes et à la fixation) ou biologique (lié à l'ostéolyse péri-prothétique). Le plus souvent, un descellement est dû à ces deux facteurs imbriqués, la faillite mécanique de la fixation de implants étant alors favorisée par l'ostéolyse péri-prothétique. Celle-ci est elle-même liée à l'usure des composants de l'articulation prothétique, en particulier lors de l'utilisation de polyéthylène [61].

Il nous parait donc nécessaire, dans le cadre du suivi régulier des prothèses, de pouvoir disposer d'un outil de mesure le plus simple et le plus fiable possible pour évaluer l'usure du polyéthylène. De nombreuses méthodes de mesure de l'usure du polyéthylène ont été proposées mais elles ne nous semblent que peu applicables en pratique clinique quotidienne [24, 74, 90, 106, 111]. Nous avons alors voulu comparer la mesure radiographique simple du rapport d'épaisseur du polyéthylène entre sa partie supéro-latérale et sa partie inféro-médiale, sur une radiographie du bassin de face en charge, aux mesures tomodensitométrique et réalisée sur une tomosynthèse de hanche en charge de ce même rapport.

Matériel et méthodes

I. Matériel

A. Patients

Nous avons effectué une revue rétrospective des prothèses totales de hanche cimentées SEM© implantées dans notre service, que cela soit dans le cadre d'une prise en charge en première intention ou lors de reprise prothétique, entre le premier janvier 2004 et le 28 février 2009, soit 61 prothèses de première intention et 32 prothèses de reprise.
Nous avons exclus les prothèses que nous n'avons pas revu à un délai minimal de 12 mois, ainsi que les patients décédés ou que nous n'avons pas pu revoir.

En raison de la présence dans notre étude, à la fois de prothèses de première intention et de chirurgie de reprise prothétique, nous avons scindé notre population en deux groupes : un groupe «première intention», comprenant 47 cas, et un groupe «reprise», comprenant 18 cas.

Parallèlement à cette étude, nous avons réalisé chez 23 patients, totalisant 27 prothèses totales de hanche, une tomodensitométrie de la ou des prothèse(s) totales de hanche.

B. Méthode opératoire et suites

1. Implants

Dans notre étude, tous les implants cotyloïdiens concernés provenaient du laboratoire Science et Médecine (SEM).

En chirurgie de première intention comme lors des reprises prothétiques toutes les tiges fémorales de notre étude, que ce soit des tiges SEM© ou provenant d'un autre laboratoire, étaient des tiges type Müller cimentées.

Les têtes fémorales étaient soit en métal (acier inoxydable) soit en céramique (alumine Biolox forte). Les têtes céramiques étaient de diamètre 28 mm avec trois longueurs de col disponibles : -3, 0 ou +3. Pour les têtes en acier inoxydable, trois diamètres étaient possibles : 26 mm, 28 mm ou 32 mm. A chaque diamètre, différentes longueurs de col étaient associées.

Un seul type d'implant cotyloïdien a été posé, provenant du laboratoire SEM, et était cimenté.

La cupule à cimenter SEM© est un cotyle type Müller, en polyéthylène, sans métal-back, cimenté, pouvant s'articuler avec une tête prothétique en acier inoxydable ou en céramique. Il existait 10 diamètres possibles : de 44 à 62.

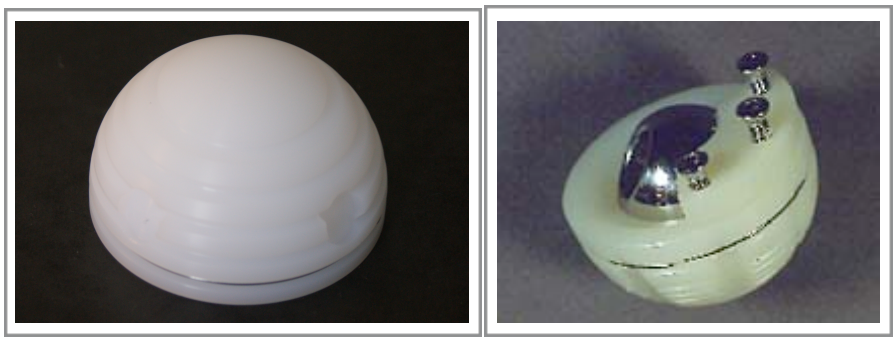


Figure 1 : Cupule à cimenter SEM© sans et avec butée vissée.

Dans certains cas, nous avons adjoint au cotyle implanté une butée rétentive en polyéthylène dont la taille correspondait à la fois au diamètre de la cupule et à celui de la tête prothétique. Ces butées ont été fixées au cotyle par l'intermédiaire de deux ou trois vis corticales petits fragments.

2. Technique opératoire

La technique opératoire a été univoque : intervention menée par voie postéro-externe de Moore chez un patient installé en décubitus latéral et sous anesthésie générale.

En cas de stabilité jugée imparfaite en per-opératoire par l'opérateur, une butée rétentive est placée dans la direction de l'instabilité (le plus souvent postérieur), fixée par deux ou trois vis corticales petit fragment.

Tous les implants étaient cimentés.

3. *Suites postopératoires*

Le patient était levé au premier jour post-opératoire. La marche était reprise à l'aide de deux cannes anglaises ou d'un déambulateur au deuxième jour, après ablation des redons et réfection du premier pansement. Une héparinothérapie préventive était prescrite dans tous les cas pendant six semaines.
Tous les patients ont bénéficié du même protocole de rééducation et ont été revus à 3, 6 et 12 mois post-opératoires puis une fois par an.

II. Méthode d'évaluation

A. Etude clinique

1. *Groupe «première intention»*

Dans ce groupe, nous avons inclus les patients ayant bénéficié de la pose d'une première prothèse totale de hanche, quelque soit les antécédents chirurgicaux potentiels de cette hanche.

Nous avons recherché pour chaque cas :

✓**Données épidémiologiques** :

- Age à l'intervention,
- Sexe,
- Côté opéré
- Etiologie : coxarthrose, fracture ou ostéonécrose ;

✓**Données opératoires** (voie d'abord, implants et technique opératoire étant identiques) :

- Implant cotyloïdien : taille de l'implant et de la dernière fraise utilisée,
- Implant fémoral :
  - tête :
    - matériau,
    - diamètre,

- col :
    - angulation : col latéralisé ou médialisé,
    - longueur : court, neutre, long ou extra-long,

• Pose en per-opératoire d'une butée anti-luxation déterminant un sous- groupe «butée»;

✓**Révision** :

• Délai de révision,

• Age à la révision,

• Complications :

- type,
- date de survenue et délai intervention - complication,
- traitement de la complication,
- évolution,

• Résultats fonctionnels :

- opinion du patient,
- score de Postel et Merle d'Aubigné [76],
- rotation externe de hanche : en raison d'une possible diminution du cône de débattement postérieur de la prothèse limitant ainsi la rotation externe;

2. Groupe «reprise»

Nous avons inclus dans ce groupe tous les patients ayant bénéficié d'une dépose suivie d'une repose de leur implant cotyloïdien.

Chez ces patients, nous avons relevé :

✓**Données épidémiologiques** :

• Age, sexe, côté opéré comme dans le groupe «première intention»,

• Motif de reprise : descellement, luxation, sepsis, fracture ;

✓**Données opératoires** : identiques au groupe «première intention» ;

✓**Révision** : identiques au groupe «première intention».

B. Etude radiologique

1. Bilan standard

La totalité des patients revus ont bénéficié d'un bilan radiographique standard de la ou des prothèse(s) totale(s) de hanche : à savoir une radiographie de bassin de face en charge et des radiographies de la hanche prothésée (ou des hanches prothésées) de face et de profil en charge.

Sur ce bilan simple, nous avons, dans le groupe «première intention» comme dans le groupe «reprise» :

- ✓mesuré une éventuelle inégalité de longueur,
- ✓recherché des ossifications péri-prothétiques (classification de Brooker [12]),
- ✓recherché une migration de l'implant acétabulaire,
- ✓recherché l'existence de liserés ≥ 1 mm selon les six zones de Delee et Charnley [30].

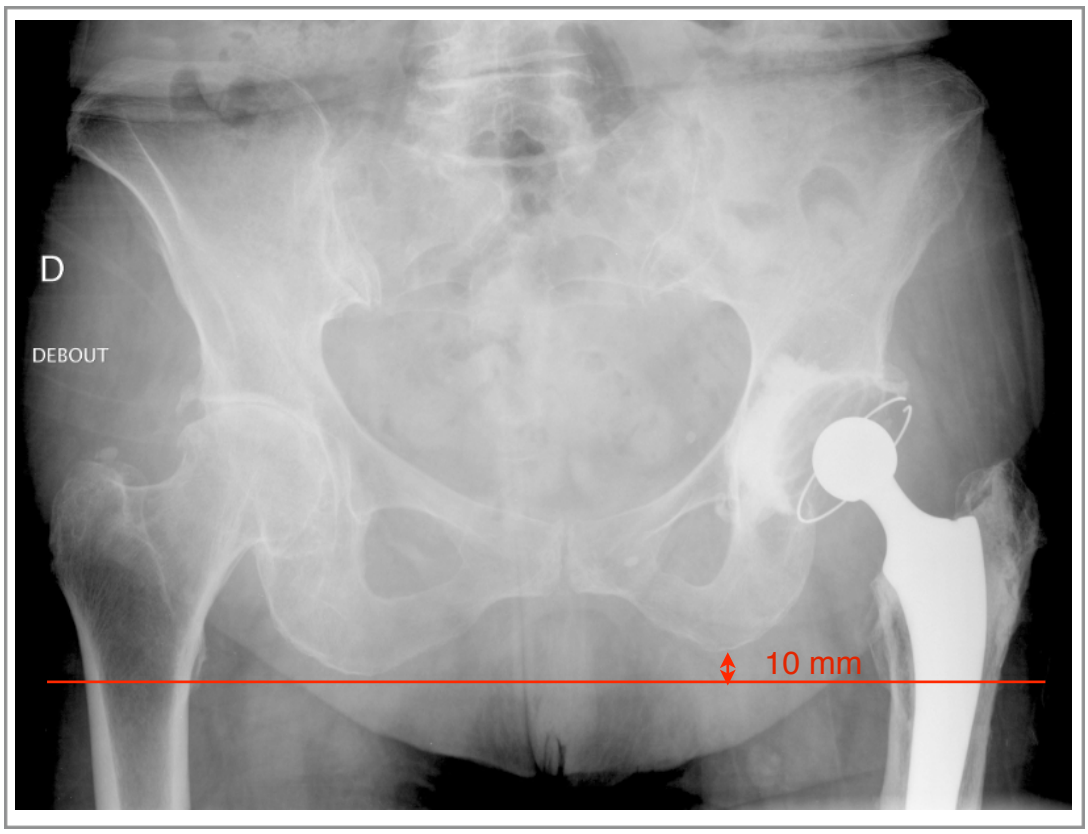


Figure 2 : Méthode de mesure de l'inégalité de longueur des membres inférieurs sur la radiographie de bassin de face en charge (dans le cas présent, le membre inférieur gauche est considéré comme allongé de 10 mm).

2. *Bilan tomodensitométrique et comparaison radiographique*

a. *Protocole*

Pour chaque hanche prothésée incluse dans le protocole, nous avons réalisé le même jour :

✓un **bilan radiographique** comprenant :

- une incidence de bassin de face et en charge,
- une incidence de hanche de face en charge,
- une incidence en faux profil de Lequesne en charge,

✓une **tomosynthèse** et des clichés en double énergie de hanche de face et en charge, en 1/1

✓un **bilan tomodensitométrique** comprenant des reconstructions frontale et sagittale centrées sur la hanche, en excluant l'extrémité de la tige fémorale, avec réalisation de coupes fines osseuses en 1/0,8 bilatérales en incluant les épines et les têtes fémorales.

b. *Mesures*

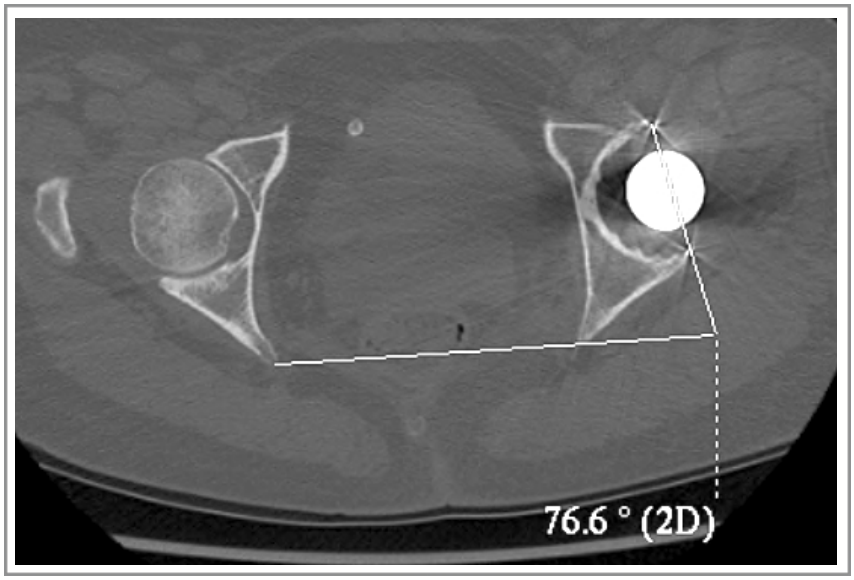
i. Orientation de la cupule

Pour chaque prothèse incluse dans ce protocole, nous avons mesuré l'antéversion et l'inclinaison de l'implant acétabulaire. Ces mesures ont été effectuées sur la tomodensitométrie par un senior de radiologie. Nous avons admis une précision d'un degré.

L'antéversion de la cupule a été mesurée au scanner sur les coupes horizontales, nous fournissant un angle que nous nommerons **α**. L'angle d'antéversion, par rapport à un plan sagittal défini comme la perpendiculaire au plan rejoignant les épines, était alors égal à 90-**α**.

L'horizontalisation de la cupule a été mesurée au scanner par rapport à l'horizontale. Nous obtenions un angle **β**; l'angle d'horizontalisation était alors égal à 180-**β**.

Nous avons comparé les valeurs obtenues à la zone de sûreté définie par Lewinnek pour les arthroplasties totales de hanche par voie postéro-externe [68].



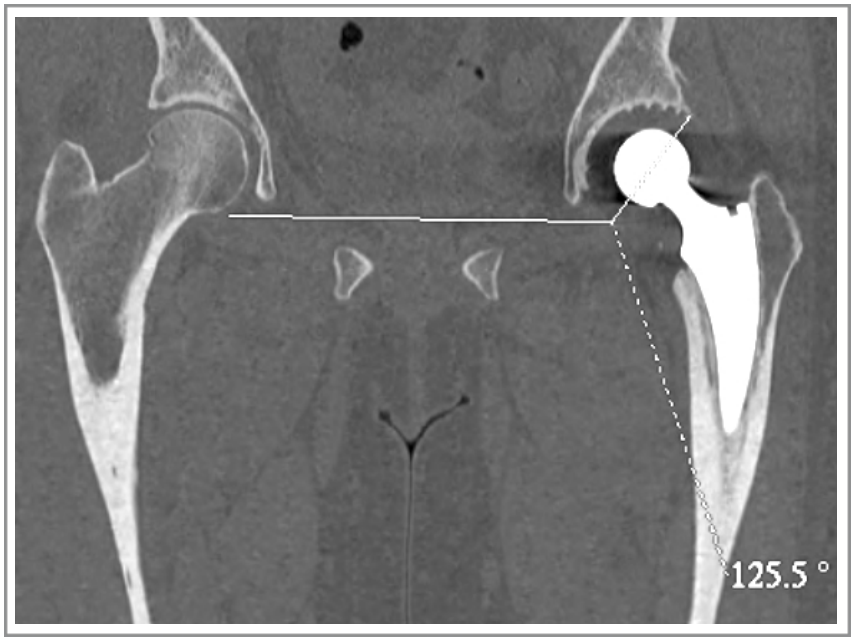


Figure 3 : exemple de mesure de l'antéversion (ici, **α** = 77° donc il existe une antéversion de 90 - **α** = 13°) et de l'horizontalisation (ici, **β** = 125° donc il existe une horizontalisation de 180 - **β** = 55°) sur le scanner.

ii. Epaisseur du polyéthylène

Nous avons par ailleurs cherché un moyen d'évaluer en pratique clinique, l'usure du polyéthylène. Partant du principe que les radiographies numérisées possédant un coefficient d'agrandissement fonction des parties molles péri-articulaires (et donc variable), ne procurent pas la valeur réelle; et que le scanner, annulant cet effet d'agrandissement, procure une valeur réelle, nous avons recherché un rapport pouvant se mesurer facilement sur des radiographies standards et indépendant du coefficient d'agrandissement.

Nous avons donc mesuré pour chaque implant, quatre points sur la radiographie de hanche de face en charge, la tomosynthèse de hanche de face en charge et le scanner. Les deux premières mesures ont été réalisées par un interne en orthopédie, la dernière par un senior de radiologie.

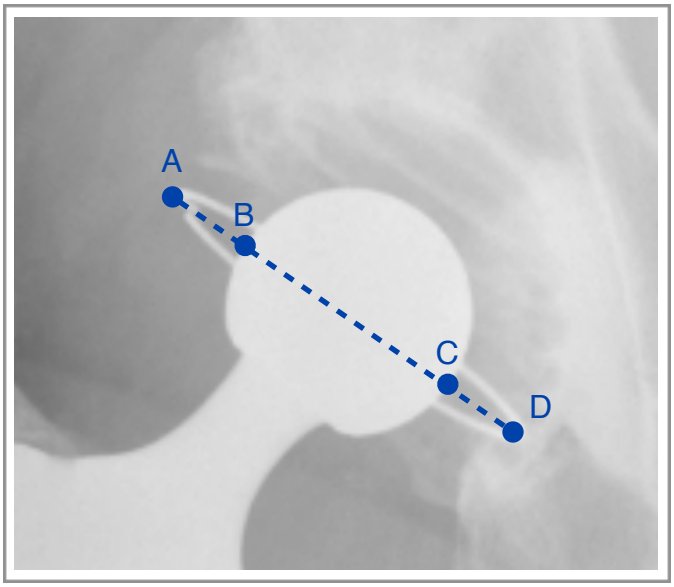


Figure 4 : mesure du rapport AB/CD sur radiographie (ici = 1,00).

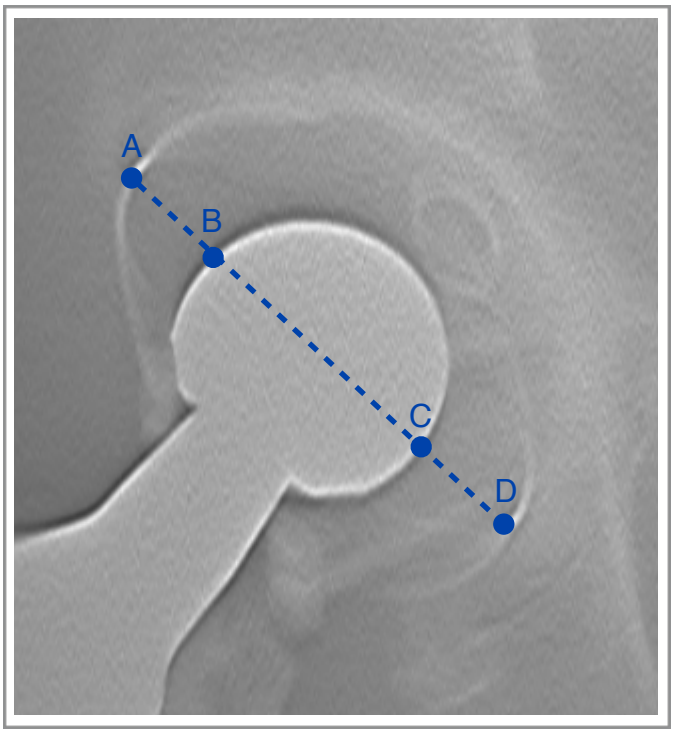


Figure 5 : mesure du rapport AB/CD sur tomosynthèse (ici = 1,00).

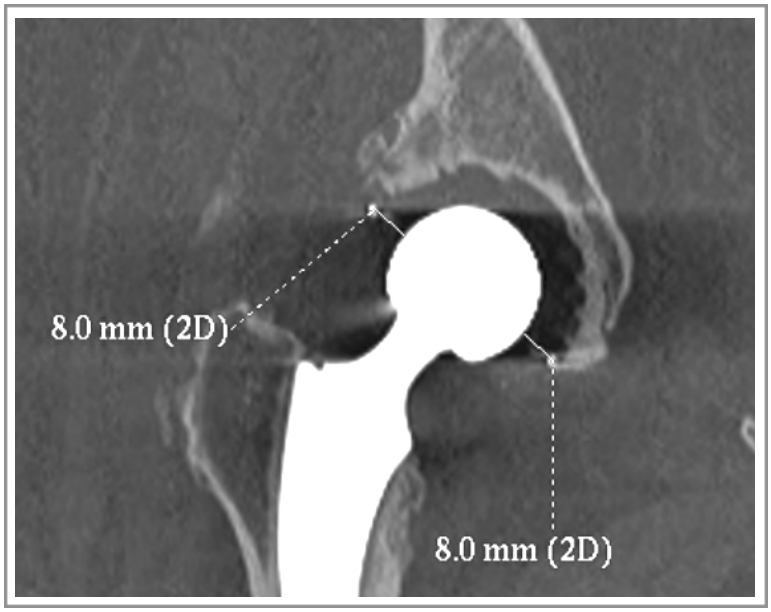


Figure 6 : mesure du rapport AB/CD sur le scanner (ici = 1,00).

Nous avons ainsi mesuré l'épaisseur du polyéthylène supéro-latéral (AB) et l'épaisseur du polyéthylène inféro-médial (CD). Nous calculions alors le rapport AB/CD sur la radiographie, la tomosynthèse et la tomodensitométrie.
Nous avons accepté une précision de 1 mm sur la radiographie et la tomosynthèse, et de 0,1 mm sur le scanner.

Nous avons alors effectué une analyse statistique, au moyen d'un test de Student sur échantillons appariés, pour savoir si les rapports mesurés sur la radiographie, la tomosynthèse ou le scanner, étaient équivalents.

Résultats

I. Résultats cliniques

Après exclusion des patients perdus de vue, nous avons pu étudier de manière rétrospective 47 cas dans le groupe «première intention» et 18 dans le groupe «reprise».

Nombre de prothèses	***Première intention***	***Reprise***	***Total***
Implantées	61	32	93
Perdues de vue	14	14	28
Revues	47	18	65

Tableau 1 : Nombre de cas et répartition des populations.

A. Groupe «première intention»

1. Données épidémiologiques

Nous avons dénombré 47 prothèses totales de hanche du type SEM© cimentée chez 43 patients. L'âge au moment de l'intervention était compris entre 28 et 84 ans, soit une moyenne de 66,6 ans. Notre population comprenait 28 femmes et 15 hommes. Dans 4 cas, une prothèse totale de hanche a été posée des deux côtés.

Les étiologies des destructions articulaires ayant amené à la pose d'une prothèse de type SEM© cimentée se répartissaient comme suit :

- Coxarthrose : 41 cas
- Ostéonécrose de la tête fémorale : 6 cas
- Fracture : 0 cas

2. *Données opératoires*

Nous avons dénombré 2 implants cotyloïdiens de diamètre 60, 2 de diamètre 58, 6 de diamètre 56, 6 de diamètre 54, 15 de diamètre 52, 7 de diamètre 50, 4 de diamètre 48 et 5 de diamètre 46. Les implants étaient systématiquement de même diamètre que celui de la dernière fraise utilisée.

Les têtes prothétiques fémorales étaient en Alumine dans 27 cas et en Inox dans 20 cas. Leur diamètre était de 26 mm (Inox) dans 2 cas, de 28 mm (Inox ou Alumine) dans 41 cas et de 32 mm (Inox) dans 4 cas. Il s'agissait d'un col court dans 4 cas, neutre dans 24 cas, long dans 18 cas et extra-long dans 1 cas.
Nous avons recensé 7 cols latéralisés et 40 cols médialisés.

Dans ce groupe «première intention», nous avons retrouvé la pose en per-opératoire d'une butée rétentive anti-luxation dans 9 cas. Dans 8 cas, la pose de la butée a été décidée en raison d'une instabilité per-opératoire. Dans 1 cas, la décision de pose de la butée a été prise en raison d'un état général du patient ne permettant pas de prendre un risque de luxation et d'une éventuelle chirurgie secondaire
Dans 4 cas, la butée rétentive a été fixée par 3 vis corticales de diamètre 3,5 mm et dans 5 autres cas, par 2 vis corticales de 3,5 mm. Elles étaient toutes postérieures.

3. *Révision*

Le délai moyen à la révision était de 47 mois avec des extrêmes allant de 12 à 75 mois. L'âge moyen des patients était de 71,1 ans (34 à 88 ans).

a. *Complications*

Nous avons dénombré 6 complications :

- 1 fracture du fémur per-opératoire ayant nécessité une ostéosynthèse par cerclage,
- 1 descellement précoce de l'implant cotyloïdien à 3 mois post-opératoires chez une patiente porteuse d'une prothèse sans butée et traitée par dépose et repose du cotyle (les résultats ont alors été étudiés avec le groupe «reprise»),

- 4 cas de luxation, tous chez des patients sans butée, se répartissant comme suit :
    - 1 cas de luxation précoce (< 3 mois post-opératoires) traité par réduction et attelle de Zimmer, sans récidive,
    - 1 cas de luxation secondaire (à 18 mois post-opératoire) traité orthopédiquement, sans récidive à ce jour,
    - 2 cas de luxation secondaire :
        - 1 cas à 2 ans post-opératoires, ayant présenté 2 épisodes, traité par adjonction d'une butée rétentive avec changement de la longueur du col fémoral (passage d'un col neutre à un col long),
        - 1 cas à 4 ans et demi post-opératoires, ayant présenté 3 épisodes, traité par adjonction d'une butée rétentive sans changement de la longueur du col prothétique.

	Butée	***Absence de butée***	***Total***
Pas de luxation	9	34	43
Luxation	0	4	4
Total	9	38	47

Tableau 2 : Luxations réparties selon la présence ou non d'une butée rétentive.

Nous avons ainsi retrouvé un taux de luxation lors de la première implantation de prothèse totale de hanche, de 8,5 %. Ce taux tombe à 0 % en présence d'une butée prothétique mise en place en per-opératoire.
Cette différence n'est pas statistiquement significative selon le test de Chi2 ($p > 0,05$). Nous expliquons ceci par une population trop faible dans le sous-groupe «butée».

Dans le sous-groupe «butée» auquel nous avons adjoint les deux cas où une butée a été posée dans un second temps pour des luxations secondaires récidivantes, nous n'avons trouvé que deux complications :

- rupture des têtes de vis de la butée dans 1 cas,
- luxation dans 1 cas ayant nécessité la dépose de l'implant cotyloïdien et la pose d'un cotyle double mobilité (la patiente a alors été exclu de l'étude des scores cliniques).

Dans le cas où s'est produit une luxation malgré la présence d'une butée, il s'agissait d'une patiente ayant présenté trois épisodes de luxations quatre ans et demi après la pose de sa prothèse sans butée. Nous avons alors repris chirurgicalement la patiente pour réaliser la pose d'une butée rétentive. A 6 mois post-opératoires, elle a présenté deux nouveaux épisodes de luxation que nous avons alors traité par dépose du cotyle et de la butée et mise en place d'un cotyle à double mobilité. Lors de cette intervention, nous avons pu constater la saillie d'une des vis de fixation de la butée entre la tête métallique et le polyéthylène, entraînant ainsi une usure prématurée de la tête prothétique et du polyéthylène.

Figure 7 : butée en place (à gauche), luxation (au centre, notons la rupture des vis de fixation de la butée), cotyle à double mobilité (à droite).

b. Scores fonctionnels

Les résultats subjectifs d'opinion des patients étaient très satisfait dans 23 cas, satisfait dans 17 cas, partiellement satisfait dans 5 cas et aucun non satisfait.

Nous avons également coté pour chaque hanche prothésée le score de Postel et Merle d'Aubigné (PMA). Les résultats sont synthétisés dans le tableau ci-dessous.

	Douleur	***Fonction***	***Mobilité***	***Total***
Totalité	5,4 (3 - 6)	5,4 (2 - 6)	5,8 (4 - 6)	16,5 (9 - 18)
Butée	5,5 (3 - 6)	6 (6 - 6)	5,7 (4 - 6)	17,3 (15 - 18)
Pas de butée	5,4 (3 - 6)	5,2 (2 - 6)	5,8 (4 - 6)	16,3 (9 - 18)

Tableau 3 : résultat du score de PMA dans le groupe «première intention» et dans ses différents sous-groupes (score moyen avec minimun et maximun).

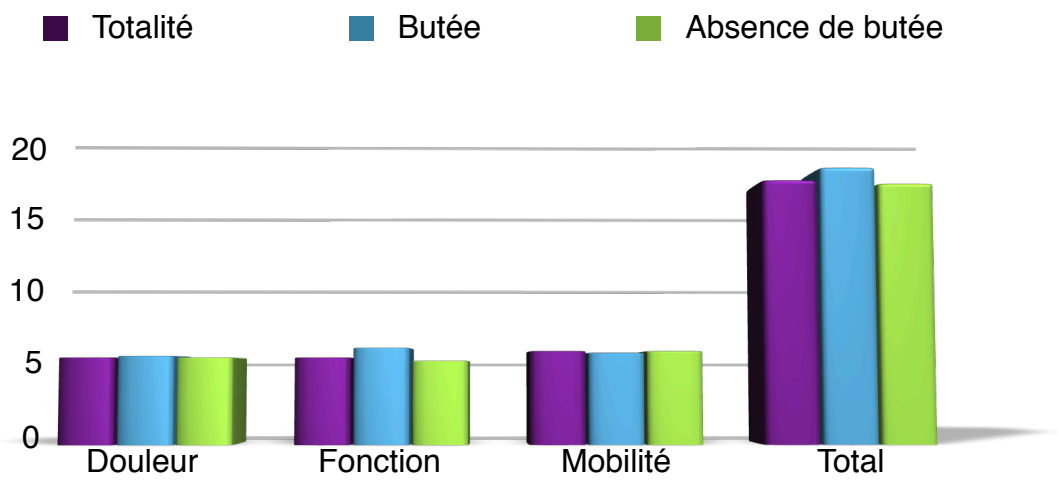


Figure 8 : représentation des scores moyens de PMA dans le groupe «première intention» et ses différents sous-groupes.

Nous avons ainsi obtenu dans le groupe «première intention» 31 résultats jugés très bon (PMA ≥ 17), 6 jugés bon (PMA = 16), 3 jugés passable (13 ≤ PMA ≤ 15), 4 jugés médiocre (10 ≤ PMA ≤ 12) et 1 jugé mauvais (PMA ≤ 9). Dans le sous-groupe «butée», auquel nous avons adjoint les deux cas de pose secondaire de butée, nous avons dénombré 6 résultats jugés très bon, 2 jugés bon et 1 jugé passable. Dans le sous-groupe «absence de butée», nous avons retrouvé 24 résultats jugés très bon, 4 jugés bon, 2 jugés passable, 4 jugés médiocre et 1 jugé mauvais.

Nous avons effectué un test de Student. Le t est égal à 1,651 avec 35 degrés de libertés, soit au risque de 5 %, inférieur à la valeur seuil. **Il n'existe donc pas de différence statistiquement significative du score de Postel et Merle d'Aubigné entre les deux sous-groupes (p > 0,05).**

Nous avons enfin voulu étudier l'amplitude en rotation externe de hanche des patients constituant les deux sous-groupes du groupe «première intention». Dans le sous-groupe «butée», la rotation externe moyenne était de 23° (10° à 45°). Dans le sous-groupe «absence de butée», elle était de 28° (10° à 45°).

Nous avons effectué un test de Student qui retrouve un t égal à -1,069 avec 14 degrés de liberté, soit inférieur à la valeur seuil au risque de 5 % (2,145). **Il n'existe donc aucune différence statistiquement significative des rotations externes entre les deux sous-groupes (p>0,05).**

B. Groupe «reprise»

1. Données épidémiologiques

Nous avons revu 18 patients chez lesquels ont été implantées en chirurgie de reprise, 18 prothèses totales de hanche de type SEM© cimentée. L'âge moyen lors de l'intervention était de 70 ans (compris entre 46 et 83 ans). Il s'agissait de 9 femmes et 9 hommes et concernait les côtés droit dans 8 cas et gauche dans 10 cas.

Les étiologies de reprise prothétique se décomposaient comme suit :

- descellement de l'implant : 11 cas,
- luxations récidivantes : 1 cas,
- fracture péri-prothétique (fémur et/ou cotyle) : 2 cas,
- infection : 2 cas,
- douleurs inexpliquées : 2 cas.

2. Données opératoires

Nous avons recensé 2 implants cotyloïdiens de diamètre 60, 3 de diamètre 58, 4 de diamètre 56, 1 de diamètre 54, 3 de diamètre 52, 2 de diamètre 50, 2 de diamètre 48 et 1 de diamètre 46. Les implants étaient tous de la même taille que le diamètre de la dernière fraise utilisée.

Les têtes prothétiques fémorales étaient en Alumine dans 2 cas et en Inox dans 16 cas. Leur diamètre était de 26 mm (Inox) dans 4 cas, 28 mm (Inox ou Alumine) dans 11 cas et 32 mm (Inox) dans 3 cas. Il s'agissait d'un col neutre dans 4 cas, long dans 8 cas et extra-long dans 6 cas. Nous n'avons retrouvé aucun col court.

Nous avons dénombré 5 cols latéralisés et 13 cols médialisés.

Dans ce groupe «reprise», nous avons dénombré la pose en per-opératoire d'une butée rétentive anti-luxation dans 13 cas. Les butées ont été fixées par 3 vis corticales de diamètre 3,5 mm dans 8 cas et par 2 vis dans 5 cas. Elles étaient toutes postérieures. La décision de pose d'une butée a été prise en raison d'une instabilité per-opératoire dans tous les cas.

3. *Révision*

Le délai moyen à la révision dans ce groupe «reprise» était de 46,5 mois (12 à 75 mois). L'âge moyen lors de la révision était de 74,1 ans (48 à 85 ans).

a. *Complications*

Nous n'avons retrouvé qu'une seule complication sur les 18 cas constituants le groupe «reprise». Un patient ayant bénéficié d'une dépose suivi d'une repose dans le même temps opératoire d'une prothèse totale de hanche en raison de douleurs inexpliquées, a présenté deux épisodes de luxations secondaires. Il a alors été repris en charge pour l'adjonction d'une butée rétentive sans modification des implants pré-existants. Dans le sous-groupe «butée», aucune luxation n'a été retrouvée.
Nous n'avons ainsi pas mis en évidence de descellement précoce ou de fracture.

	Butée	***Absence de butée***	***Total***
Pas de luxation	13	4	17
Luxation	0	1	1
Total	13	5	18

Tableau 4 : Luxations réparties selon la présence ou non d'une butée rétentive.

Nous avons mis en évidence dans le groupe «reprise», un taux de luxation de 5,5 %. Comme dans le groupe «première intention», l'adjonction per-opératoire d'une butée fait diminuer ce taux à 0 %.
Nous avons effectué un test de Fisher qui ne retrouve pas de différence statistiquement significative ($p > 0,05$).

Dans le sous-groupe «butée» auquel nous avons adjoint le cas où une butée a été posée secondairement, la seule complication retrouvée consistait en la rupture des têtes de vis de fixation des butées. Elle s'est produite dans 3 cas.

b. *Scores fonctionnels*

D'un point de vue subjectif, les patients du groupe «reprise» étaient très satisfait dans 11 cas, satisfait dans 5 cas, partiellement satisfait dans 2 cas et aucun était non satisfait.

Pour chaque cas, nous avons également coté au plus grand recul, le score de Postel et Merle d'Aubigné. Les résultats sont présentés dans le tableau ci-dessous.

	Douleur	***Fonction***	***Mobilité***	***Total***
Totalité	5,2 (3 - 6)	4,8 (4 - 6)	5 (4 - 6)	15 (11 - 18)
Butée	4,9 (3 - 6)	4,8 (4 - 6)	5 (4 - 6)	14,6 (11 - 18)
Absence de butée	6 (6 - 6)	5 (4 - 6)	5,25 (4 - 6)	16,25 (16 - 17)

Tableau 5 : résultat du score de PMA dans le groupe «reprise» et dans ses différents sous-groupes (score moyen avec minimun et maximun).

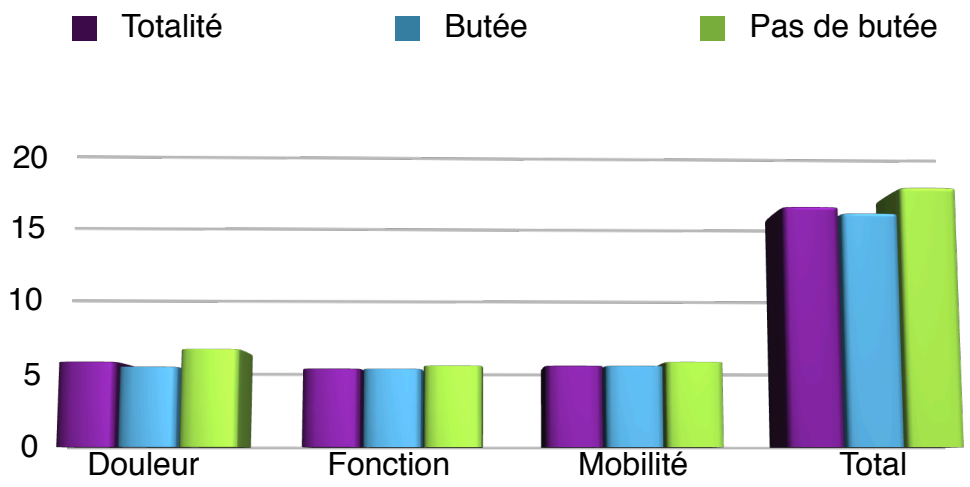


Figure 9 : représentation des scores moyens de PMA dans le groupe «reprise» et ses différents sous-groupes.

Nous avons comptabilisé dans le groupe «reprise», 4 résultats jugés très bon (PMA ≥ 17), 6 jugés bon (PMA = 16), 4 jugés passable (PMA compris entre 13 et 15) et 4 jugés médiocre (PMA compris entre 10 et 12). Aucun résultat n'a été jugé mauvais. Dans le sous-groupe «butée», nous avons retrouvé 3 résultats jugés très bon (contre 1 dans le sous-groupe «absence de butée»), 3 jugés bon (contre 3), 4 jugés passable (contre 0) et 4 jugés médiocre (contre 0).

Nous avons effectué un test de Student. Le t est égal à 2,386 avec 15 degrés de libertés, soit au risque de 5 %, supérieur à la valeur seuil. **Il existe donc une différence statistiquement significative du score de Postel et Merle d'Aubigné en faveur du sous-groupe «absence de butée» dans le groupe «reprise» (p = 0,02).**

Nous avons également étudié l'amplitude en rotation externe de hanche dans les deux sous-groupe du groupe «reprise». Dans le sous-groupe «butée», la rotation externe était comprise entre 10 et 45° avec une moyenne calculée à 20°. Dans le sous-groupe «pas de butée», elle était comprise entre 20 et 30° (moyenne de 23°).
Nous avons effectué un test de Student qui retrouve un t égal à 0,588 avec 14 degrés de liberté, soit inférieur à la valeur seuil au risque de 5 % (2,145). **Il n'existe donc aucune différence statistiquement significative des rotations externes entre les deux sous-groupes (p>0,05).**

II. Résultats radiologiques

A. Bilan standard

1. Groupe «première intention»

Lors de la révision, nous avons recherché sur les radiographies trois paramètres : les ossifications péri-prothétiques, les inégalités de longueurs des membres inférieurs et l'existence éventuelle de liseré d'ostéolyse.
En premier lieu, les ossifications péri-prothétiques se répartissaient selon la classification de Brooker comme suit : il n'existait pas d'ossifications dans 25 cas, nous avons retrouvé une ossification de classe I dans 14 cas, de classe II dans 3 cas, de classe III dans 1 cas et de classe IV dans 2 cas.

Nous n'avons retrouvé aucune migration de cupule au dernier recul et nous avons retrouvé un liseré supérieur à 1 mm dans 6 cas.

Nous avons retrouvé une absence d'inégalité de longueur des membres inférieurs dans 35 cas, un allongement de moins de 10 mm dans 4 cas, un allongement supérieur ou égal à 10

mm dans 3 cas, aucun raccourcissement de moins de 10 mm et un raccourcissement supérieur ou égal à 10 mm dans 3 cas.
Il n'existait aucune corrélation entre les inégalités de longueur des membres inférieurs et les luxations.

2. *Groupe «reprise»*

Les ossifications péri-prothétiques se répartissaient, selon la classification de Brooker, comme suit : il n'existait pas d'ossifications dans 11 cas, nous avons retrouvé une ossification de classe I dans 2 cas, de classe II dans 1 cas, de classe III dans 2 cas et de classe IV dans 2 cas.

Nous n'avons retrouvé aucune migration des implants acétabulaires au dernier recul. Nous avons mis en évidence 4 liserés supérieur à 1 mm.

Nous avons retrouvé une absence d'inégalité de longueur des membres inférieurs dans 7 cas, un allongement de moins de 10 mm dans 4 cas, un allongement supérieur ou égal à 10 mm dans 3 cas, un raccourcissement de moins de 10 mm dans 1 cas et un raccourcissement supérieur ou égal à 10 mm dans 3 cas.
Dans le cas où s'est produit deux épisodes de luxation secondaire, le patient présentait un raccourcissement du membre inférieur prothésé de 10 mm par rapport au côté controlatéral.

B. *Bilan comparatif scanner versus radiographie*

1. *Orientation de l'implant acétabulaire*

a. *Antéversion*

L'antéversion moyenne mesurée par rapport au plan sagittal, était de 25° avec des extrêmes variant entre 0° et 50°. Nous avons retrouvé 4 implants inférieurs à 5° d'antéversion (soit 14 %) et 13 supérieurs à 25° (soit 48 %). Seuls 38 % de nos implants possèdent une antéversion comprise dans la zone de sûreté de Lewinnek.

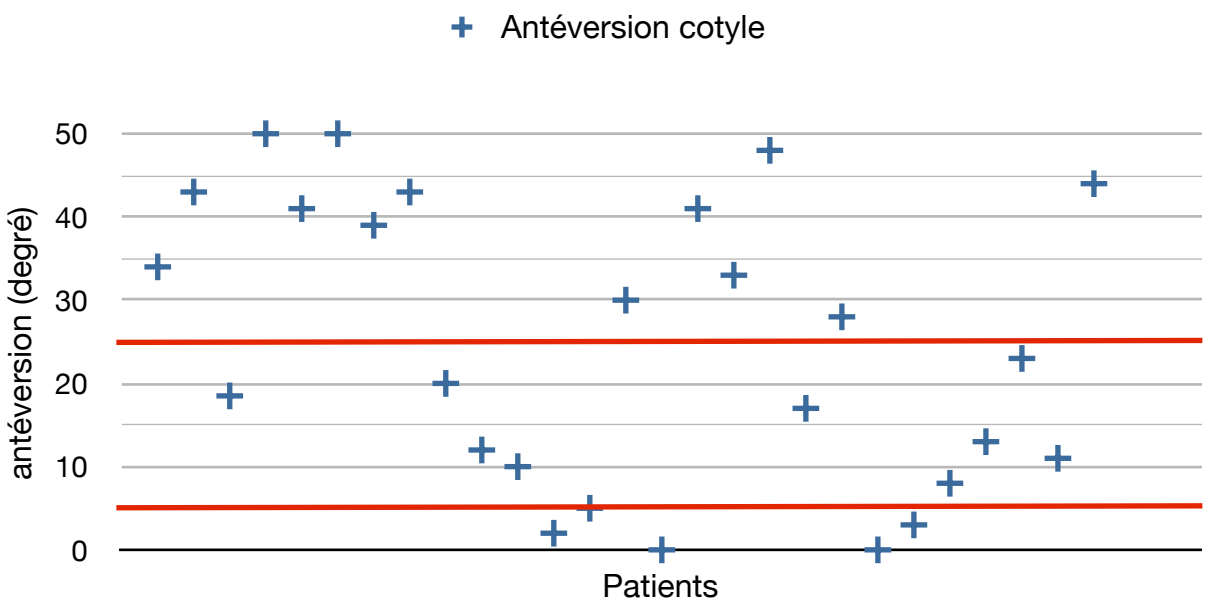


Figure 10 : répartition de l'antéversion des implants acétabulaires mesurée sur scanner avec représentation de la zone de sûreté définie par Lewinnek [68] (située entre les lignes rouges).

b. Horizontalisation

L'horizontalisation moyenne mesurée, était de 35°, variant entre 17° et 55°.

Nous avons retrouvé 2 implants supérieurs à 50° (soit 7 %) et 9 inférieurs à 30° (soit 33%).

Nous avons donc 60 % des implants dont l'horizontalisation est dans la zone de sûreté de Lewinnek..

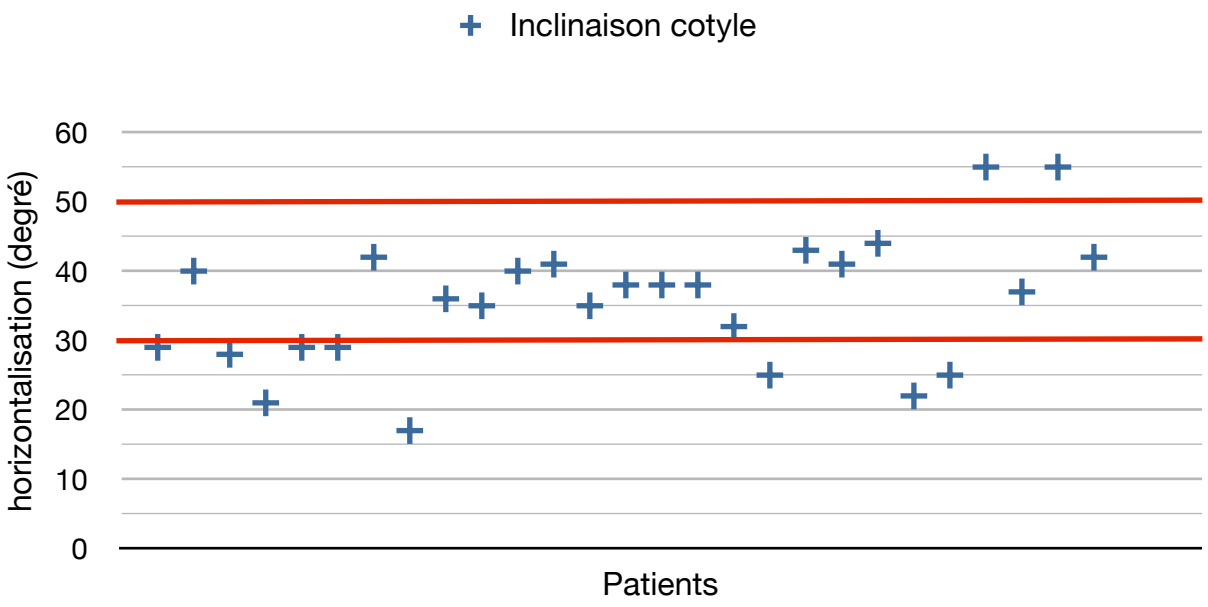


Figure 11 : répartition de l'horizontalisation des implants acétabulaires mesurée sur scanner avec représentation de la zone de sûreté selon Lewinnek [68] (située entre les lignes rouges).

Sur cette série de 27 cas, nous avons dénombré 3 cas ayant présenté une instabilité. Leur mesure d'orientation de la cupule acétabulaire n'a pas retrouvé d'anomalies expliquant cette instabilité. Dans les 3 cas, l'horizontalisation était comprise dans la zone de sûreté. L'antéversion était exagérée dans 1 cas, les 2 autres étant dans la zone de sûreté.

2. *Epaisseur du polyéthylène*

Le rapport AB/CD a été mesuré sur radiographie, tomosynthèse et scanner.
Nous avons effectué des tests de Student sur échantillons appariés pour comparer les rapports obtenus entre scanner et radiographie, scanner et tomosynthèse, radiographie et tomosynthèse.
Entre scanner et radiographie, nous n'avons pas mis en évidence de différence statistiquement significative ($p > 0,05$).
Entre scanner et tomosynthèse, nous n'avons également pas mis en évidence de différence statistiquement significative ($p > 0,05$).
Entre radiographie et tomosynthèse, nous n'avons pas non plus mis en évidence de différence statistiquement significative ($p > 0,05$).

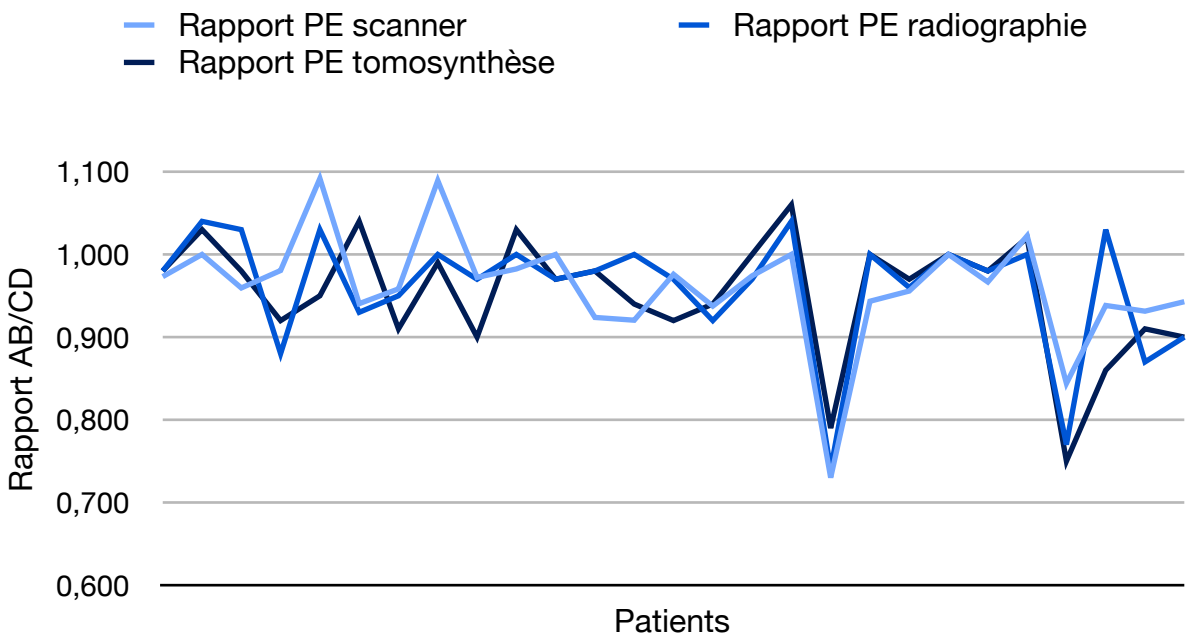


Figure 12 : les rapports mesurés sur scanner, radiographie et tomosynthèse

Nous n'avons pas retrouvé d'usure prématurée des implants acétabulaires mais nous ne pouvons conclure en raison d'une durée de suivi courte (47 mois en moyenne).

Discussion

I. Résultats fonctionnels et devenir des prothèses totales de hanche cimentées

La prothèse totale de hanche cimentée sur ses versants fémoral et cotyloïdien n'est pas un concept nouveau. Charnley a proposé ce mode de fixation des implants dès 1961. De très nombreux implants cimentés, différents dans leur dessin, se sont développés depuis.
Le recul considérable de ces implants, du moins pour certains, permet d'affiner notre connaissance de la survie des arthroplasties cimentées de la hanche.

A. Chirurgie prothétique de première intention

1. Implants cimentés

Il existe à ce jour plusieurs implants cimentés à côté du concept classique de «low friction arthroplasty» de Charnley [19]. Celui-ci demeure cependant le concept initial. Il existe de très nombreuses publications quant à la survie de ces implants. Récemment, Wroblewski, successeur de Charnley, rapportait une série portant sur 110 patients à un minimum de 30 ans de recul [125]. Il retrouvait 90 % de hanches indolores et une activité considérée comme normale chez 58 % des patients. En 1999, le même auteur rapportait déjà un taux de satisfaction de 93,9 % à plus de 20 ans de recul [124].
En France, plusieurs équipes ont également publiés des résultats à long terme du concept de basse friction [6, 42, 98, 112].

Le point faible de cette arthroplastie demeure l'usure du composant cotyloïdien en polyéthylène. Cette usure est mesurée à 0,08 mm/an pour Wroblewski [124], 0,12 mm/an pour Sochart et Porter [109, 110], 0,062 mm/an pour Gardes [42] et 0,12 pour l'école de Cochin [101].

L'usure du composant cotyloïdien en polyéthylène influe sur la survenue d'un descellement surtout acétabulaire. C'est ce qu'ont montré Garcia-Cimbrelo [41], Madey *et al.* [70], Sochart [108] ou encore Wroblewski [122].
Pour répondre à ce phénomène, différents implants cimentés ont vu le jour. C'est le cas d'un couple métal-métal avec cupule en polyéthylène cimentée. Une cupule céramique cimentée a également vu le jour mais différentes études ont montré des résultats décevants à court terme [40, 113], expliquant ceux-ci par un différentiel d'élasticité trop important entre l'alumine et l'ensemble ciment-os.

Dans ce contexte des implants cimentés, Müller a développé sa tige dite «autobloquante» associée à une cupule en polyéthylène cimentée telle que nous l'avons utilisée dans notre étude. L'augmentation du diamètre de la tête prothétique éloigne ce concept des prothèses basse friction.

Notre étude portant sur un suivi relativement court (47 mois en moyenne) comparativement aux données de la littérature, nous n'avons pas étudié la survie de nos implants. Un minimum de 10 années de recul semble être recommandé pour étudier la survie d'un implant prothétique de hanche [31].

2. Cotyle cimenté de Müller

Initialement décrit avec une tête de 32 mm de diamètre associée à une tige courbe à collerette, la prothèse de Müller a eu des résultats décevants. Sutherland a décrit un taux de migration de l'implant cotyloïdien de 23 % à 10 ans [114]. Pour sa part, Kempf retrouvait 56 révisions pour descellement aseptiques sur 164 prothèses à plus de 10 ans de recul [57].
L'évolution vers une tête de diamètre 28 mm et une tige rectiligne à remplissage médio-latéral (dite «autobloquante») a permis une amélioration de la survie de ces implants. A 10 ans, Bremant [11] et Kapandji *et al.* [53] rapportent 98 % de bons résultats et Havinga *et al.* [49], 94 %.
Lors de l'étude du registre suédois des prothèses, Malchau [72] retrouve une survie de la prothèse de Müller à 10 ans de recul, de 92 % avec une tête de 32 mm et de 95,5 % avec une tête de 28 mm.

Tous ces résultats sont comparables aux survies publiées à 10 ans d'autres implants cimentés : prothèse de Charnley 93,5 à 96 % (Garcia-Cimbrelo [41], Hozack *et al.* [50]), prothèse de Charnley-Kerboull 100 % (Langlais *et al.* [62]), prothèse Lubinus 95 % (Malchau *et al.* [73]) et prothèse Ceraver 99% (Nizard *et al.* [89]).
Les survies des prothèses non cimentées sont également comparables : prothèse de Lord 98 % (Malchau *et al.* [73]), prothèse AML 99 % (Kilgus *et al.* [59]), prothèse Zweymuller 99 % (Delaunay [29]).
Ceci nous amène à penser, avec Descamps *et al.* [31], que 10 ans reste probablement une période trop courte pour juger de la qualité d'un implant en terme de survie.

En 2006, lors de l'étude d'une série de 187 implants type Müller avec une tête de 28 mm de diamètre, Descamps [31] retrouvait un taux de survie de 98 %.
En terme de résultats fonctionnels, il rapportait un score moyen de Postel et Merle d'Aubigné de 16,8 avec 62 résultats jugés très bon, 21 jugés bon et 7 jugés moyen (score inférieur à 14). Dans ces sept derniers cas, il a conclu à une diminution du score liée à l'existence de pathologies intercurrentes pénalisant la marche.

Nos résultats sont sensiblement similaires avec un score moyen de Postel et Merle d'Aubigné de 16,5. Nous n'avons retrouvé qu'un seul descellement, ce qui pourrait signifier un taux de survie proche de 98 %, mais le délai moyen de révision des implants dans notre série nous interdit de conclure en terme de survie.

B. Reprise prothétique

La chirurgie de reprise prothétique de la hanche n'a pas atteint le même taux de survie et de satisfaction des prothèses de première intention.

De multiples études retrouvent un taux de descellement important à un délai plus court que ce que nous avons vu sur la chirurgie prothétique de première intention. Katz, en 1997 [55], étudie les reprises par prothèses cimentées et retrouve un taux de descellements aseptiques cotyloïdiens de 16 %. Mulroy [84], à un délai moyen de 15,1 ans, retrouve 26 % de descellements aseptiques et 20 % de reprise. Morrey [82] retrouve un taux de reprise chirurgicale, à 2 ans, de 15 % en cas d'implants cimentées et de 12 % en présence d'implants non cimentées. Raut [103] étudie 387 reprises cimentées cotyloïdiennes et retrouve un résultat

clinique moyen satisfaisant contrastant avec des résultats radiologiques décevants (9 % de migration d'implant cotyloïdien à 5,5 ans).

Lors du symposium de la S.O.F.C.O.T. en 1999 [10], une cotation du score de Postel et Merle d'Aubigné avait été réalisée. Le score moyen global était de 15,6 se répartissant en : douleur 5,2 , marche 4,9 , mobilité 5,5.
Les scores que nous avons retrouvés lors de notre étude dans le groupe «reprise» semblent être légèrement inférieur.
Philippot [96] retrouve un score de Postel et Merle d'Aubigné moyen de 14,8 au recul de 5 ans avec une survie de l'implant cotyloïdien de 96,1 % lors de l'utilisation d'un cotyle double mobilité en chirurgie de repris, sensiblement identique à nos résultats.

II. Instabilité prothétique

La luxation des prothèses totales de hanche survient à un taux diversement apprécié dans la littérature. Elle reste cependant une des complications les plus redoutées de l'arthroplastie de hanche. Elle préoccupe la patient comme le chirurgien [15].

A. Problématique

La luxation d'une prothèse totale de hanche obère le résultat de celle-ci. Son traitement reste difficile. Une étude menée auprès de 331 patients révèle que le traitement orthopédique de l'instabilité prothétique évite la récidive dans les deux tiers des cas [120]. Mais pour le tiers restant, le traitement chirurgical s'avère nécessaire. Si aucune cause d'instabilité n'a été clairement identifiée, le succès d'une reprise chirurgicale est impossible à garantir [27, 32, 39]. En cas de malposition des implants, une réintervention n'est efficace que dans deux cas sur trois [27]. C'est dire toute la difficulté à traiter cette complication et toute l'importance de moyens de prévention efficace.

Charnley lui-même a été confronté à ce problème. Le concept de «low friction arthroplasty» a été mis en cause en partie à cause du risque plus élevé de luxation observé par certains en présence d'une tête prothétique de 22,2 mm de diamètre [14, 56]. Cependant, les

grandes séries comportant les taux les plus bas de luxations sont des séries à têtes de 22 mm : 0,6 % pour Charnley [20], 0,5 % pour Eftekahr [34].
Huten [52] explique le risque plus marqué observé avec une tête de 22 mm par une décoaptation nécessaire à une luxation moins importante si la tête est petite : 11 mm pour une tête de 22 mm contre 14 mm pour une tête de 28 et 16 mm pour une tête de 32.

Outre les implants et l'influence de la voie d'abord, de nombreux moyens de stabilisation ont été étudiés.
L'augmentation de longueur du col prothétique permet une stabilité accrue pour beaucoup d'auteurs [16, 20, 34, 123] mais pas pour tous [25, 121]. Cette augmentation comporte cependant un risque accru d'inégalité de longueur des membres inférieurs, bien que celle-ci soit jugée peu gênante par Woolson [121] si elle n'excède pas 10 mm.
L'orientation des implants influe également sur la stabilité prothétique. Lewinnek définit une zone de «sûreté» des implants cotyloïdiens posés par voie postéro-externe : horizontalisation de la cupule entre 30 et 50°, antéversion entre 5 et 25° [68]. La position des implants, en particulier acétabulaires, est dépendante de la voie d'abord effectuée, surtout l'antéversion.

Le cas particulier de la chirurgie de reprise évoqué plus haut, pose d'autres problèmes. Plusieurs facteurs ont été étudiés. Alberton [1] incrimine l'extension de la dissection des tissus péri-articulaires lors des reprises, voire l'excision de certains tissus (néocapsule), à des fins d'exposition. Ritter [104] et Wroblewski [123] mettent en cause une infiltration des parties molles péri-prothétiques et un hématome profond plus important après reprise prothétique. L'utilisation de cupules cotyloïdiennes de grande taille entraînant une augmentation de l'espace mort péri-prothétique, a été dénoncé par Fackler comme étant un facteur d'augmentation de l'instabilité prothétique [35].
Alberton retrouvait également un risque significativement plus élevé de luxation en cas d'utilisation de tête fémorale de petit diamètre [1].

Dans notre série, nous ne retrouvons pas ce risque plus élevé de luxation lors de la chirurgie de reprise, avec un taux de luxation de 5,5 % dans le groupe «reprise» contre 8,5 % dans le groupe «première intention». Mais nos populations n'étaient pas comparables en termes de nombre de cas, nous empêchant ainsi de conclure vis-à-vis de ce résultat.

B. Moyens de stabilisation

Face à cette complication majeure crainte par la plupart des chirurgiens orthopédistes, si ce n'est pas tous, divers moyens de stabilisation ont été proposés. Ces moyens peuvent être utilisés en prévention lors de la pose d'une première prothèse de hanche, ou en curatif, pour traiter une instabilité prothétique.

Parmi ces moyens, certains concernent les tissus péri-articulaires. Les différentes voies d'abord comportent une influence sur le risque de luxation post-opératoires [8]. Kaplan *et al.* défendent l'intérêt d'un avancement du grand trochanter [54], Berry propose un geste de retension capsulo-musculaire [7].

D'autres moyens de stabilisation concernent plus spécifiquement les implants. Outre le positionnement des implants, il existe de multiples prothèses ayant pour vocation de stabiliser le geste prothétique.

1. Butée prothétique

Charnley avait développé une cupule à mur postérieur allongé dite «long posterior wall» [20]. Ce principe a été repris en tant que dispositif anti-luxation. En 2005, Girard rapporte un taux de luxation de 2,2 % à 9,6 ans de recul grâce à ce dispositif, sans noter d'augmentation de l'usure du polyéthylène [44].

Le principe d'un croissant en polyéthylène venant se fixer au cotyle à l'aide de vis, réalisant une butée prothétique, découle du concept de «long posterior wall» de Charnley. Il a été proposé en 1985 par Olerud et Karlström [91]. Ils ont traité avec succès six luxations récidivantes de prothèses totales de hanche en y adjoignant un croissant en polyéthylène découpé dans une autre cupule. Par la suite, Mogensen *et al.* ont également utilisé avec succès cette méthode pour deux patients [80].

En 1995, Meyrueis et Cazenave rapportait une étude portant sur 294 butées prothétiques (283 posées en préventif et 11 en curatif) [78]. Ils concluaient à une efficacité de la butée prothétique sur les luxations précoces (avant 3 mois post-opératoires) sans influence sur le descellement acétabulaire.

Pour notre part, nous pensons que l'adjonction d'une butée prothétique permet de diminuer très nettement le taux de luxation que cela soit en chirurgie prothétique de première intention ou de reprise, bien que nous n'ayons pu mettre en évidence de différence statistiquement

significative. Nous n'avons retrouvé qu'un seul cas de descellement dû à la présence d'une butée mais, là encore, le délai de suivi est probablement trop court. De plus ce descellement était dû selon nous, à une erreur technique lors de la pose avec l'irruption des vis de fixation dans la cupule.

Les butées prothétiques ont cependant amené un grand nombre de critiques. En 1988, Graham publiait trois échecs sur trois tentatives de traitement d'instabilité prothétique par butée [46]. Il exposait également au cours du même article l'existence d'un risque de luxation paradoxale, à l'opposé de la butée, en raison d'un effet came induit par la butée. Ce risque est également rapporté par Gie [43], Cobb [22] et Murray [85]. Ces deux derniers expliquent par ailleurs que cet effet came entraîne une libération supplémentaire de particules de polyéthylène amenant un risque plus élevé d'ostéolyse et de descellement.

Murray [85], en utilisant un modèle mathématique, démontrait également que les implants à débord postérieur (butée ou «long posterior wall») diminuaient la rotation externe de la hanche concernée de 10°.

Nicholas, en utilisant un modèle expérimental, arrivait à la même conclusion. Il rapporte une diminution des mobilités d'environ 40 % en présence d'une butée prothétique. Selon lui, ces prothèses seraient inluxables. Ce phénomène engendrerait une augmentation des contraintes expliquant ainsi la hausse du taux de descellement rapportée par d'autres auteurs[88].

Nous avons mis en évidence une diminution des rotations externes de 5° en moyenne en présence de butées prothétiques postérieures, bien que cette différence ne soit pas statistiquement significative. Cependant, le score de Postel et Merle d'Aubigné n'est pas affecté par la présence d'une butée prothétique, dans le cadre de la chirurgie prothétique de première intention. La diminution de la rotation externe d'une hanche prothésée est-elle réellement préjudiciable à la qualité de vie de nos patients?

2. Cotyle double mobilité

Le concept original de la double mobilité est à porter au crédit de Bousquet à Saint-Etienne. Les premières implantations datent des années 1970.

De nombreuses études se sont intéressées depuis à ce concept, la plupart venant des équipes stéphanoises.

Philippot, en 2006, lors d'une revue rétrospective avec dix ans de recul, concluait à l'intérêt en terme de luxation, de cette cupule lors de l'implantation de prothèses totales de

hanche de première intention chez des patients à haut risque de luxation (surtout après 70 ans) [95]. Leclercq lui trouvait un intérêt dans le traitement de l'instabilité prothétique avec un taux de luxation de 0 % [65].

En 2008, lors du symposium de la société française de la chirurgie de la hanche et du genou, une série rétrospective de 438 implants de Bousquet posés en première intention retrouvait également une absence de luxation de la grande articulation [97]. On peut relever dans cette étude l'existence de 13 descellements aseptiques acétabulaires et 23 luxations intra-prothétiques.

Dès 1998, l'équipe stéphanoise rapportait les résultats jugés excellents de cet implant [36].

Certaines complications étaient cependant rapportées par ailleurs.

Pour Leclercq [66] et Negre [87], les résultats de la cupule de Bousquet sont grevés par des mobilisations de la cupule et des douleurs antérieurs liées à un conflit avec le muscle ilio-psoas.

Huten et Langlais craignent que le balayage de la cupule métallique périphérique par l'insert en polyéthylène associé au frottement entre la tête fémorale et le polyéthylène, entraîne une usure rapide de l'insert [52]. Pour eux, c'est cela qui explique l'apparition des luxations intra-prothétiques.

3. Augmentation du diamètre de la tête fémorale

En partant du constat fait par Kelley [56] et Callaghan [14] de l'augmentation du risque de luxation avec des têtes fémorales de 22,2 mm de diamètre, il paraissait logique de s'intéresser à l'intérêt en terme de stabilité prothétique, de l'augmentation du diamètre des têtes prothétiques.

D'un point de vue théorique, l'augmentation du diamètre de la tête permet l'augmentation du ratio tête/col amenant ainsi une augmentation des mobilités et une diminution du conflit col/ cupule. Elle augmente aussi la décoaptation nécessaire à la survenue d'un événement luxant.

De nombreuses études se sont intéressées à la mise en application pratique de cette théorie. Un certain nombre de ces études n'ont pu conclure à une différence significative [2, 35, 75, 105, 120].

Amstutz [3], en 2004, retrouvait une efficacité des têtes de grand diamètre sur le risque de luxation, à propos de 140 arthroplasties totales de hanche à 5,5 ans de recul. Pour Migaud

[93] et Cuckler [26], l'utilisation de têtes de grand diamètre en métal augment la stabilité des implants, mais avec les risques inhérents au couple de frottement métal/métal.
En 2010, Mertl publie une étude portant sur 106 cotyles Durom© avec un recul de 30 mois. Il retrouve une amélioration de la stabilité prothétique avec un score de Postel et Merle d'Aubigné moyen à 17 (douleur = 5,6, fonction = 5,6, mobilité = 5,7) [77].
En 2005, lors d'une étude *in vitro*, Burroughs met en évidence une augmentation de la stabilité et des amplitudes articulaires [13].

La plus grande série retrouvée dans la littérature provient de la Mayo Clinic [8]. En 2005, Berry rapportait une étude portant sur 21 047 hanches prothésées avec trois diamètres de têtes différents (22,2 mm, 28 mm et 32 mm) et par trois voies d'abord différentes (antéro-latérale, trans-trochantérienne et postéro-latérale). Ses résultats sont résumés dans le tableau suivant.

Abord	***Tête 22,2 mm***	***Tête 28 mm***	***Tête 32 mm***
Antéro-latéral	3,8 %	3 %	2,4 %
Trans-trochantérien	3,5 %	3,5 %	2,8 %
Postéro-latéral	12,1 %	6,9 %	3,8 %

Tableau 6 : taux de luxation en fonction voies d'abord et diamètre de têtes selon Berry [8]

Il concluait ainsi à une augmentation de la stabilité avec le diamètre de la tête fémorale, surtout lors de voies postéro-latérales. Il argumentait ainsi l'utilisation croissante au sein de la Mayo Clinic, de têtes de 32 mm de diamètre.

L'augmentation de la taille des têtes prothétiques, comme toute technique, retrouve cependant ses détracteurs. Parmi ceux-ci, Hammerberg [48], en 2009, ne retrouve aucun effet significatif sur le risque de luxation ou les mobilités des têtes de grand diamètre, mais il met en évidence une hausse de l'usure des implants cotyloïdiens, surtout en polyéthylène.

4. *Autres moyens de stabilisation*

D'autres moyens de stabilisation des implants articulaires de hanche ont été mis au point dans les dernières décennies.
Parmi ceux-ci, signalons les implants acétabulaires contraints. Callaghan [14], en étudiant 4164 prothèses de première intention et 803 révisions, retrouve une baisse significative du taux de luxation, surtout lors de révisions prothétiques, avec ces implants. De même, Shrader [107] met en évidence une efficacité de ces implants lors du traitement des instabilités prothétiques de hanche, à propos de 110 arthroplasties. Goetz [45] et Anderson [4] retrouvent la même influence des implants contraints.
Avec de tels implants, on peut cependant s'interroger sur les mobilités articulaires et sur l'influence vis-à-vis du taux de descellements.

5. *Conclusion*

Comme nous venons de le voir, il existe donc de très nombreux implants dessinés spécifiquement pour abaisser le risque de luxation post-opératoires, en chirurgie prothétique de première intention ou lors de révisions, voire pour traiter une instabilité récidivante. Chaque implant possède ses «aficionados» et ses détracteurs. D'aucuns clament le succès universel de tel technique pendant que les autres mettent en lumière les limites inhérentes à toute technique.

Outre le succès de ces techniques et implants sur le taux de luxation, nous avons voulu étudier leur fonctionnalité. Comme le résume le tableau ci-dessous, que cela soit en première intention ou en chirurgie de reprise, la fonction des ces différentes prothèses, représentée ici par les scores de Postel et Merle d'Aubigné collectés dans la littérature, est sensiblement identique.
La butée prothétique vissée que nous avons étudiée, présente les mêmes résultats fonctionnels que les implants à double mobilité, les dispositifs anti-luxations, les têtes de grand diamètres ou les cotyles de Müller classiques. Il persiste, avec les butées postérieures, un déficit de rotation externe qui nous parait non gênant fonctionnellement pour le patient.

Etude	*Douleur*	*Fonction*	*Mobilité*	*Total*
Groupe «première intention» avec butée	5,5	6	5,7	17,3
Cupule EVORA première intention [64]	5,8	5,5	5,9	17,2
Cupule DURALOC + DAL [44]	∅	∅	∅	16,2
Double mobilité première intention [97]	∅	∅	∅	16,3
Cotyle Müller première intention [31]	∅	∅	∅	16,8
Cotyle DUROM [77]	5,6	5,6	5,7	17
Groupe «reprise» avec butée	5,2	4,8	5	15
Double mobilité reprise [96]	5,4	4,4	5	14,8

Tableau 7 : comparaison des scores de Postel et Merle d'Aubigné de différents implants.

L'influence de ces implants sur la fixation des pièces prothétiques, en particulier acétabulaire, est également variable selon les études. Il ne nous parait cependant pas illogique que ces implants, ayants pour objectif de s'opposer aux mouvements luxants, entraînent une hausse des contraintes pesant sur la fixation des implants (cimentée ou non) et, pour cette raison, une augmentation du taux de descellements aseptiques.

En résumé, en accord avec Charlwood *et al.* [17] et Goetz *et al.* [45], nous pensons qu'il n'existe pas de solution «miracle» permettant la disparition du risque de luxation prothétique, ni le traitement définitif de ces instabilités.
A une époque d'économie des dépenses de santé, sous réserve d'une efficacité identique (qui ne pourrait être véritablement affirmée que par une étude prospective et randomisée), un des éléments de décision entre tel ou tel implant, pourrait être le coût des différents implants. A la lecture du tableau ci-dessous, nous pouvons voir qu'une cupule à cimenter en polyéthylène, avec son ciment sans antibiotique, associée à une butée anti-luxation, avec ses vis de fixation, est tarifé, en France, par la sécurité sociale à un total de 195,74 euros contre 748,53 euros pour un cotyle à double mobilité sans les vis éventuelles de renfort de fixation.

Désignation	*Code LPP*	*Prix unitaire (euros)*
Cotyle standard, monobloc, en polymère massif, cimenté	3186293	107,93
Ciment sans antibiotique	3133262	36,59
Butée anti-luxation, vis incluses	3127988	51,22
Cotyle standard, modulaire, métal back, sans insert, non cimenté	3120041	648,52
Insert métallique, en polymère massif	3161130	100,01
Tête métallique	3107916	216,17

Tableau 8 : Désignation de certains implants et prix unitaires (source internet : site de l'assurance maladie).

Les butées prothétiques nous semblent alors permettre une stabilisation des prothèses totales de hanche à un moindre coût. L'incertitude persistante au terme de cette étude quant à la survie à long terme des implants avec butées, nous fait proposer de réserver ce moyen aux patients âgées, en première intention comme Gie [43] et Watson [118] ou en chirurgie de reprise en accord avec Alberton [1] et Cobb [22].

Nous regrettons ainsi que la Haute Autorité de Santé l'ait exclu des dispositifs médicaux implantables référencés au motif de «l'insuffisance des données de données cliniques disponibles sur la butée anti-luxation (et) de la faible fréquence de son utilisation» (source : H.A.S., Evaluation des prothèses de hanche, septembre 2007).

III. Apport de l'imagerie

A. Orientation des cupules

L'influence de l'orientation de la cupule acétabulaire est discutée, en particulier en ce qui concerne le risque de survenue d'une instabilité prothétique. Lors d'études radiographiques comparant l'orientation de cupules sur hanches stables et hanches ayant

présentées un ou plusieurs épisodes de luxation, ni Pollard *et al.* [100], ni Pierchon *et al.* [99] ne purent mettre en évidence d'influence significative de l'orientation sur le risque de survenue de luxations.
A l'inverse, d'autres auteurs retrouvent une influence de l'orientation sur la survenue d'une instabilité [37, 38, 58]. Il semble admis que la cupule acétabulaire doit être implantée dans une certaine orientation.

L'orientation idéale des implants acétabulaires est variable selon les différentes voies d'abord et, pour une même voie d'abord, selon les auteurs.
Pratiquant une voie d'abord postéro-externe, nous avons retenu la zone de sûreté définie par Lewinnek : antéversion de 15° +/- 10° et horizontalisation de 40° +/- 10° [68]. L'étude de nos résultats met en évidence une horizontalisation de nos cupules majoritairement compatibles avec la zone de sûreté de Lewinnek. A l'inverse, l'antéversion est majoritairement hors de la zone de sûreté de Lewinnek. Nous expliquons ceci, en accord avec Pascarel *et al.* [92], par le fait que la crainte d'une instabilité postérieure (dont le risque est majoré lors de la réalisation d'une voie d'abord postéro-externe [35, 75, 116, 120]) conduit l'opérateur à exagérer l'antéversion de l'implant acétabulaire. Nous n'avons cependant pas constaté plus de luxations dans les cas où la cupule n'avait pas été implantée avec une orientation comprise dans la zone de sûreté.

Il faut préciser que la réalisation de ces mesures d'orientation des implants est difficile [28]. L'horizontalisation de l'implant acétabulaire reste plus aisée à mesurer sur radiographies ou au scanner, que cela soit par rapport à la ligne bi-ischiatique ou par rapport à la ligne passant par l'extrémité distale des U radiologiques.
La mesure de l'antéversion cotyloïdienne est beaucoup plus complexe, surtout sur des radiographies, et donne lieu à de nombreux procédés de calcul [51, 102]. La tomodensitométrie est à ce jour le moyen le plus simple, fiable et reproductible d'apprécier l'antéversion de la cupule [52, 83, 115].
La mesure tomodensitométrique de l'orientation des implants acétabulaires n'est cependant pas exempte de limites. En effet la version pelvienne varie entre les postions debout, assise ou couchée d'un même patient [5, 9, 33, 63]. L'antéversion mesurée au scanner chez un patient en décubitus dorsal, n'est donc pas automatiquement la même que l'antéversion jugée en per-opératoire (patient en décubitus latéral) ou que l'antéversion chez le même patient debout.

Par ailleurs, selon Murray [86], il existe en réalité trois définitions de l'antéversion et de l'horizontalisation. La première est une définition chirurgicale correspondant à la vision per-opératoire; la seconde, une définition radiographique et la troisième, une définition anatomique (celle que nous mesurons au scanner). La correspondance entre ces trois valeurs n'est pas systématique.

En vue d'améliorer le positionnement des implants au cours d'une arthroplastie totale de la hanche, la chirurgie assistée par ordinateur s'est développée au cours de la dernière décennie. La référence la plus communément admise est le plan pelvien antérieur qui rend compte de la version pelvienne. Cependant la mesure palpatoire de ce plan lors de l'utilisation de logiciel de navigation expose au risque de différence entre les plans pelviens antérieur cutané et osseux [119]. Pour Mainard *et al.* [71], l'utilisation d'ultrasons permet de s'affranchir de cette limite.

B. Mesure de l'épaisseur du polyéthylène

Le principe d'une radiographie est fondée sur la différence d'atténuation des rayons X entre les différents tissus de l'organisme. Elle réalise une projection plane (en deux dimensions) d'un volume tri-dimensionnel.
La tomodensitométrie réalise une série de coupes bi-dimensionnelles transversales permettant alors la reconstruction d'un volume tri-dimensionnel.
Le principe de la tomosynthèse est situé entre les deux. Elle réalise un ensemble de projections acquises sous différents angles à partir d'une trajectoire source quelconque. Elle possède ainsi une possibilité de reconstruction en trois dimensions.

L'usure du polyéthylène dans un couple de frottement métal ou céramique / polyéthylène, reste le point faible de ces arthroplasties. Il paraît donc nécessaire de pouvoir disposer d'un outil de mesure de cette usure lors du suivi des patients porteurs de ce type d'implants. Diverses méthodes ont été décrites pour mesurer l'usure [24, 74, 90, 106, 111].
Rappelons tout d'abord que l'usure du polyéthylène est un phénomène volumétrique mais qu'elle apparaît sur un cliché radiographique de face comme une excentration de la bille fémorale, équivalant ainsi à une usure linéaire.

Deux grands groupes de techniques de mesure existent.

Les plus précises sont des techniques lourdes à mettre en place. Elles dérivent de la méthode EBRA (Einzel-Bild-Röntgen-Analyse) décrite par Krismer [60], et nécessitent l'informatisation des données radiographiques et l'utilisation de logiciels informatiques coûteux. Leur précision est d'environ 1 mm [74, 106, 111].

D'autres méthodes, plus simples, existent. Nunn, en 1989 [90], a décrit une méthode consistant à tracer une ligne passant à la partie distale des «U» radiologiques (le point homolatéral à la mesure est appelé TD) et sa perpendiculaire passant par le centre de la tête fémorale (HD). L'intersection des deux droites est appelée X. Il mesurait alors les distances HD-X et TD-X.

Courpied [24] propose une autre méthode consistant à comparer la position du centre de la tête fémorale et le centre de la cupule (fixe quelque soit l'incidence selon l'auteur), et de mesurer la distance entre les deux. De cette méthode, il possible d'extrapoler l'usure volumétrique selon la formule avancée par Livermore [69] : $V = pr^2w$ (v représente l'usure volumétrique, r le rayon de la tête fémorale et w l'usure linéaire).

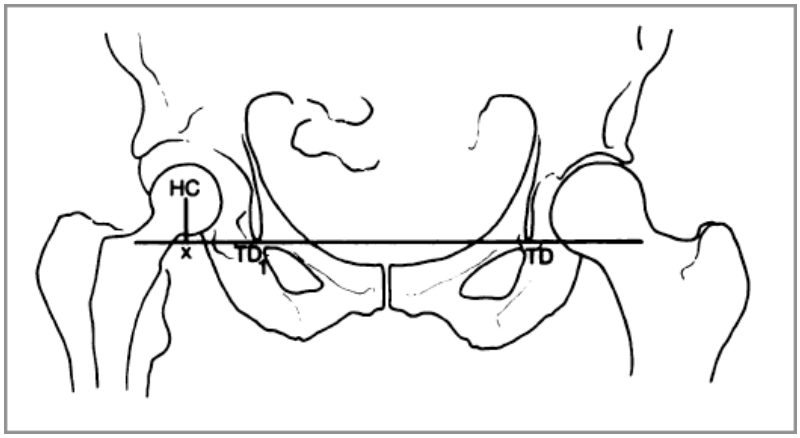


Figure 13 : méthode de mesure proposée par Nunn [90].

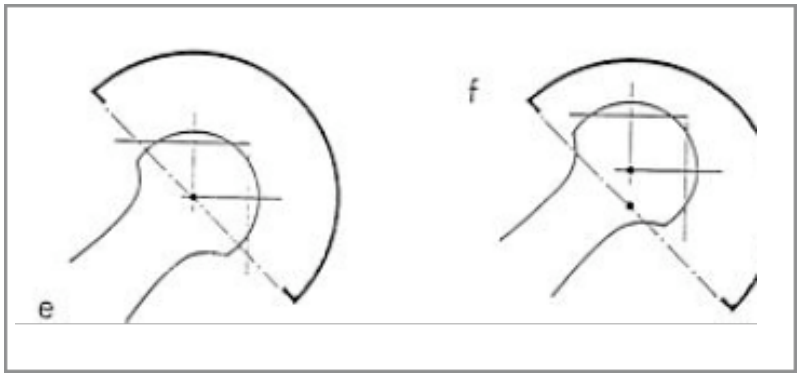


Figure 14 : méthode de mesure proposée par Courpied [24].

Cependant, selon Nunn *et al.* [90] et Collet, Grosdidier, Coudane *et al.* [23], ces mesures radiographiques n'ont qu'une faible précision.
De plus, par son principe même, la radiographie conserve un coefficient d'agrandissement des structures visualisées, fonction des tissus traversés par les rayons X. A l'inverse, les mesures effectuées lors d'une tomodensitométrie sont à l'échelle réelle, sans agrandissement.
Les valeurs mesurées sur radiographies ne sont donc pas les valeurs réelles. Il nous semble intéressant de pouvoir disposer d'un outil de mesure qualitatif tel que le rapport que nous proposons. En effet la mesure de ce rapport sur la première radiographie post-opératoire en charge fournirait une valeur de référence. La mesure de ce rapport sur les radiographies suivantes lors des différentes consultations de contrôle, permettrait de suivre l'usure du polyéthylène de manière qualitative, la mesure quantitative n'étant pas exacte sur les radiographies. Une diminution excessive de ce rapport sur deux radiographies successives signerait ainsi une usure accentuée du polyéthylène.

La validation de cette méthode qualitative de mesure de l'usure du polyéthylène nécessiterait l'étalonnage des rapports attendus en fonction de la durée de survie de la prothèse. Pour ce faire, une étude prospective sur une durée moyenne de dix années est nécessaire.

La tomosynthèse possède elle-aussi un coefficient d'agrandissement mais elle permet la réalisation de mesures plus fines. Les fondements de cette technique de radiologie datent des années 1970 [47]. D'un point de vue statistique, la mesure qualitative de l'usure du polyéthylène est équivalente entre la tomosynthèse, la tomodensitométrie et la radiographie.
L'apport de la tomosynthèse dans l'étude des prothèses de hanche se situe plutôt à un autre niveau.
L'étude de la tomosynthèse avec réalisation d'arthrographie sur prothèses totales de hanche serait ainsi une piste de réflexion, surtout face aux résultats d'études tomodensitométriques. Ceci ferait cependant courir un risque d'infection aux patients nécessitant par la même occasion, leur pleine et entière adhésion au protocole et pouvant justifier d'un avis d'un Comité Consultatif de Protection des Personnes se prêtant à des Recherches Biomédicales.
Par ailleurs, lors de la réalisation de cette étude, la potentielle découverte d'anomalies telles que des signes radiologiques de descellement, chez des patients n'ayant aucune ou peu de doléances, provoquerait un dilemme thérapeutique et pourrait être source d'incompréhension et d'anxiété pour les patients.

Conclusion

L'arthroplastie totale de hanche est une intervention désormais bien connue et codifiée. La diversité des implants et des matériaux explique en partie les très nombreuses publications sur son sujet.

Dans la majeure partie des cas, la pose d'une prothèse totale de hanche permet à un patient de retrouver l'indolence. Cependant certaines complications restent préoccupantes sans qu'aucune des mesures proposées dans la littérature ne permettent d'éradiquer ces complications.

Parmi celles-ci, l'instabilité prothétique est une préoccupation constante pour un grand nombre de chirurgiens orthopédistes, si ce n'est pour tous. Cette complication peut grever le résultat fonctionnel d'une prothèse.

Pour cette raison, de nombreux moyens de stabilisation ont vu le jour. Outre l'influence des voies d'abord chirurgicales de la hanche, l'orientation des implants et la qualité des tissus péri-articulaires, certains ont mis au point des implants spécifiquement conçus pour éviter les luxations. Chacun de ces implants possèdent ses avantages et ses inconvénients.

Parmi eux, la butée prothétique semble être un compromis peu onéreux permettant de stabiliser les prothèses totales de hanche. L'incertitude quant à sa survie en terme d'usure et de descellement cotyloïdien nous amène à proposer de réserver son indication aux patients fragiles ou âgés que cela soit en chirurgie de première intention ou lors d'une reprise prothétique.

Il sera nécessaire pour pouvoir conclure quant à la survie des implants avec butée, de suivre ces prothèses à un minimum de 10 ans de recul.

La seconde complication est en fait l'évolution du couple de frottement métal ou céramique / polyéthylène. L'usure du polyéthylène est le point faible de ces implants et augmente le taux de descellement aseptique. Quantifier et surveiller cette usure en pratique clinique quotidienne lors du suivi des patients porteurs de tels implants, nous parait essentiel.

Loin des mesures complexes et lourdes à mettre en place, réservées aux études de survie prothétique, nous proposons ainsi une mesure qualitative simple, consistant à calculer le rapport entre les épaisseurs supéro-latérale et inféro-médiale du polyéthylène.

Detailled Abstract

INTRODUCTION

Total arthroplasty of the hip is the third most common procedure performed in orthopaedic surgery in France.

The basics of this surgery were developed in the twentieth century. However, this is a procedure involving a number of complications of varying severity.

The complication in which we are particularly interested is the risk of postoperative dislocation. According to the authors, this risk occurs with variable frequency: between 0.16 and 9.5% [67, 117] in first-line surgery, and between 13 and 28% during prosthetic revision [68, 120].

Treating, as well as preventing, this complication is difficult. Numerous methods for stabilising hip total replacements have been created, including Charnley long posterior wall cups, constrained implants, double mobility acetabular cups, and expansion of the femoral head diameter. Drawing on our experience, we have attempted to study one of these methods: the prosthetic lock.

MATERIAL AND METHODS

Patients

We conducted a retrospective study of total hip replacements fitted in our department between January 2004 and February 2009, either in first-line or revision surgery.

We excluded patients whose follow-up was less than 12 months, as well as deceased patients.

Operative method

All of the implants were cemented implants: cemented Müller polyethylene acetabular cups, self-locking Müller-type cementable femoral tapers, 26-, 28- or 32-mm diameter stainless steel or ceramic prosthetic heads.

In some cases, a posterior prosthetic lock was fitted and fastened with 2 or 3 screws.

Evaluation method

We divided our population into two groups: a “first-line” group and a “revision” group. Each group was comprised of two sub-groups: a “prosthetic lock” sub-group and a “non-prosthetic lock” sub-group.

We looked up clinical and radiological data for each patient.

We researched the possible complications that could have arisen from their prosthesis, from a clinical perspective. We also assessed the subjective results at the last retrospective (patient very satisfied, satisfied, partially satisfied or dissatisfied) and the functional results using the Postel and Merle d’Aubigné score (PMA) [76].

Each patient was also given a simple standing-position x-ray examination, comprising a frontal pelvic scan, and a frontal and profile scan of the prosthesis. We examined these x-rays for evidence of osteolysis in the Delee and Charnley zones [30], cup migration and premature wear of the polyethylene.

RESULTS

We included 43 patients in the “first-line” group (28 females and 15 males), giving a total of 47 total hip replacements. The average age at the time of surgery was 60.6 years (28 to 84 years), and the average age at the time of revision surgery was 71.1 years (34 to 88 years). The average length of follow-up was 47 months (12 to 75 months).

Of these patients, nine were fitted with a prosthetic lock during arthroplasty because of perioperative instability.

We discovered a perioperative fracture of the femur and an early reintervention (3 months from the perioperative period) because of loosening in one patient who did not have a lock and 4 dislocations, all in patients belonging to the “non-prosthetic lock” sub-group. In 2 cases, there was premature dislocation without recurrence, which was orthopaedically treated. In one case, we discovered two incidences of secondary dislocations (2 years after surgery), which were successfully treated by the fitting of a lock. In the final case, we discovered three incidences of secondary dislocations (4 years after surgery) which were unsuccessfully treated

by the fitting of a lock. The reason for failure, in our opinion, has to do with a technical error during the fitting of the lock and contact between the attachment screws and the prosthetic head.

We did not note any significant difference in the risk of dislocation between the "prosthetic lock" and "non-prosthetic lock" sub-groups ($p > 0.05$). We attribute this to disparate numbers in the two sub-groups.

The subjective score identified 23 patients as very satisfied, 17 as satisfied, 5 as partially satisfied and none as dissatisfied. The mean PMA score was 16.5 (pain: 5.4, function: 5.5, mobility: 5.8). We did not find any statistically significant difference between the "prosthetic lock" and "non-prosthetic lock" sub-groups ($p > 0.05$).

Examination of the x-rays did not reveal loosening or cup migration, nor any premature wear. We discovered a margin of over 1 mm thick in 1 case.

In the "revision" group, we included 18 patients (9 females and 9 males), giving a total of 18 total hip replacements. The average age at the time of surgery was 70 years (48 to 83 years), and the average age at the time of revision surgery 74.1 (48 to 85 years). The average length of follow-up was 46.5 months (12 to 75 months).

Of these patients, thirteen were fitted with a lock during arthroplasty because of perioperative instability.

We did not discover any cases of revision surgery due to loosening and found only a single case of dislocation in one patient of the "non-prosthetic lock" sub-group. He was successfully treated by the fitting of a lock.

We did not, however, find any statistically significant difference in the risk of dislocation between the two sub-groups ($p > 0.05$). But we think that the numerical makeup of our sub-groups was too different.

The subjective score identified 11 patients as being very satisfied, 5 as satisfied, 2 as partially satisfied and none as dissatisfied. The mean PMA score was 15 (pain: 5.2, function: 4.8, mobility: 5). We observed a significant difference in the functional results in favour of the "non-prosthetic lock" sub-group ($p < 0.05$).

Examination of the x-rays did not reveal any loosening, cup migration or premature wear. We discovered a margin of over 1 mm thick in 4 cases.

DISCUSSION

Charnley defined the concept of low friction arthroplasty (LFA) in the 1960s [18]. He introduced cemented implants. Their long-term survival has been acknowledged ever since. Wroblewski reports a 90% survival rate at 30 years [125]. Numerous variants have since been developed. The Müller implants have a survival rate of 98% at 10 years, according to Descamps [31]. During prosthetic revision surgery, the length of survival of implants is shorter and the functional results less satisfactory [10, 82, 84].

The weak point of this type of total arthroplasty of the hip continues to be the wear rate of polyethylene, estimated at around 0.08 and 0.12 mm/year in LFA [101, 124], and instability.

The average length of follow-up of our study is too short to for us to draw conclusions with regard to implant survival.

Dislocation of total hip replacements is a complication which is disabling for the patient and frustrating for the surgeon. Because of this, several stabilisation methods have emerged. The influence of the approach based on the length of the prosthetic stem and the positioning of the implants, is evident in scientific publications.

At the same time, several special implants have been developed. Charnley designed the long posterior wall [20].

Bousquet developed the double mobility acetabular cup in the 1970s. This implant is effective on dislocations [36, 97] but, according to its detractors [52, 87], it retains a number of complications and raises questions about its detrimental effect on the attachment, due to the increased number of constraints.

The widened diameter of the femoral head appears to affect the stabilisation of the prosthesis, particularly in cases where the diameter is greater than or equal to 32 mm, according to Mertl [77] and Berry [8].

Other implants such as constrained implants have been developed for the purpose of stabilising total hip implants.

The prosthetic lock, derived from the concept of Charnley's long posterior wall, was designed by Olerud in the early 1980s [91]. According to him and to Meyrueis [79], this addition is effective in treating and preventing premature and secondary dislocations. Our results, though not statistically significant, lead us to agree with them. Still, we cannot categorically respond

to those who argue against the locks. They are of the view that due to increased constraints from use of the lock, this leads to premature wear and loosening.
Furthermore, the comparison of different functional results makes it difficult to settle for a particular method. Cost-wise, it should be borne in mind that the lock is less expensive.

CONCLUSION

In summary, we concur with Charlwood [17] and Goetz [45] in thinking that there is no “magic” solution for eliminating the risk of prosthetic dislocation, or for definitive treatment of total hip replacement dislocations.
We therefore consider the prosthetic lock an effective stabilisation method that produces less harmful effects and costs less. We think this is an additional device that can be used with elderly persons in particular.

Références

1. Alberton GM, High WA, Morrey BF. Dislocation after revision total hip arthroplasty : an analysis of risk factors and treatment options. J Bone Joint Surg Am. 2002 Oct;84-A(10):1788-92.
2. Ali Khan MA, Brakenbury PH, Reynolds IS. Dislocation following total hip replacement. J Bone Joint Surg Br. 1981;63-B(2):214-8.
3. Amstutz HC, Le Duff MJ, Beaule PE. Prevention and treatment of dislocation after total hip replacement using large diameter balls. Clin Orthop Relat Res. 2004 Dec(429):108-16.
4. Anderson MJ, Murray WR, Skinner HB. Constrained acetabular components. J Arthroplasty. 1994 Feb;9(1):17-23.
5. Aubry S, Marinescu A, Forterre O, Runge M, Garbuio P. [Definition of a reproducible method for acetabular anteversion measurement at CT]. J Radiol. 2005 Apr;86(4):399-404.
6. Avedikian J, Soyer J, Dumez JF, Muller A, Pries P, Clarac JP. [Acetabular implant in Charnley's total arthroplasty. Review of 309 cases with a minimum of 15 years follow-up]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1996;82(2): 116-24.
7. Berry DJ. Unstable total hip arthroplasty: detailed overview. Instr Course Lect. 2001;50:265-74.
8. Berry DJ, von Knoch M, Schleck CD, Harmsen WS. Effect of femoral head diameter and operative approach on risk of dislocation after primary total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 2005 Nov;87(11):2456-63.
9. Blendea S, Eckman K, Jaramaz B, Levison TJ, Digioia AM, 3rd. Measurements of acetabular cup position and pelvic spatial orientation after total hip arthroplasty using computed tomography/radiography matching. Comput Aided Surg. 2005 Jan;10(1):37-43.
10. Bonnomet F, Clavert P, Laffargue P, Duhamel A. [Global results and complications]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 2000 Sep;86 Suppl 1:48-50.
11. Bremant JJ. [10 years follow-up of the M.E. Muller self-locking cemented total hip prosthesis]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1995;81(5):380-8.

12. Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Riley LH, Jr. Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. J Bone Joint Surg Am. 1973 Dec;55(8):1629-32.
13. Burroughs BR, Hallstrom B, Golladay GJ, Hoeffel D, Harris WH. Range of motion and stability in total hip arthroplasty with 28-, 32-, 38-, and 44-mm femoral head sizes. J Arthroplasty. 2005 Jan;20(1):11-9.
14. Callaghan JJ, Heithoff BE, Goetz DD, Sullivan PM, Pedersen DR, Johnston RC. Prevention of dislocation after hip arthroplasty: lessons from long-term followup. Clin Orthop Relat Res. 2001 Dec(393):157-62.
15. Chandler RW, Dorr LD, Perry J. The functional cost of dislocation following total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1982 Aug(168):168-72.
16. Charles MN, Bourne RB, Davey JR, Greenwald AS, Morrey BF, Rorabeck CH. Soft-tissue balancing of the hip: the role of femoral offset restoration. Instr Course Lect. 2005;54:131-41.
17. Charlwood AP, Thompson NW, Thompson NS, Beverland DE, Nixon JR. Recurrent hip arthroplasty dislocation: good outcome after cup augmentation in 20 patients followed for 2 years. Acta Orthop Scand. 2002 Oct;73(5):502-5.
18. Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation. Lancet. 1961 May 27;1(7187):1129-32.
19. Charnley J. The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. J Bone Joint Surg Br. 1972 Feb;54(1): 61-76.
20. Charnley J. The low-friction arthroplasty of the hip. Theory and practice. Berlin: Springer verlag; 1979.
21. Charnley J. Total hip replacement. JAMA. 1974 Nov 18;230(7):1025-8.
22. Cobb TK, Morrey BF, Ilstrup DM. The elevated-rim acetabular liner in total hip arthroplasty: relationship to postoperative dislocation. J Bone Joint Surg Am. 1996 Jan;78(1):80-6.
23. Collet C, Grosdidier G, Coudane H, Borrelly J. Anatomical basis for study of acetabular migration of the prosthetic cup used in arthroplasty of the hip: a new technique for measurement of migration. Anat Clin. 1985;7(3):171-3.
24. Courpied J, Delhoume J, Kerboull L, Kerboull M. [Radiographic assessment of polyethylene wear in machined versus molded polyethylene in total hip prosthesis]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 2000 Feb;86(1):10-4.

25. Courtois B, Variel R, Le Saout J, Kerboul B, Lefevre C. [Apropos of 87 dislocations of total hip prostheses]. Int Orthop. 1985;9(3):189-93.
26. Cuckler JM, Moore KD, Lombardi AV, Jr., McPherson E, Emerson R. Large versus small femoral heads in metal-on-metal total hip arthroplasty. J Arthroplasty. 2004 Dec;19(8 Suppl 3):41-4.
27. Daly PJ, Morrey BF. Operative correction of an unstable total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 1992 Oct;74(9):1334-43.
28. Delaunay C. Les luxations précoces des prothèses totales primaires de hanche. Maîtrise Orthopédique. 2001;107.
29. Delaunay C, Kapandji AI. [10-year survival of Zweymuller total prostheses in primary uncemented arthroplasty of the hip]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1998 Sep;84(5):421-32.
30. DeLee JG, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. Clin Orthop Relat Res. 1976 Nov-Dec(121):20-32.
31. Descamps S, Boisgard S, Faure P, Moreel P, Levai JP. [The cemented Muller straight stem total hip prosthesis with polyethylene cup and 28 mm head: ten-year results]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 2006 Feb;92(1):40-4.
32. Dorr LD, Wolf AW, Chandler R, Conaty JP. Classification and treatment of dislocations of total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1983 Mar(173): 151-8.
33. Eddine TA, Migaud H, Chantelot C, Cotten A, Fontaine C, Duquennoy A. Variations of pelvic anteversion in the lying and standing positions: analysis of 24 control subjects and implications for CT measurement of position of a prosthetic cup. Surg Radiol Anat. 2001;23(2):105-10.
34. Eftekahr NS. Dislocation and instability. Total hip arthroplasty. Saint-Louis: Mosby; 1993. p. 1505-53.
35. Fackler CD, Poss R. Dislocation in total hip arthroplasties. Clin Orthop Relat Res. 1980 Sep(151):169-78.
36. Farizon F, de Lavison R, Azoulai JJ, Bousquet G. Results with a cementless alumina-coated cup with dual mobility. A twelve-year follow-up study. Int Orthop. 1998;22(4):219-24.
37. Fontes D, Benoit J, Lortat-Jacob A, Didry R. [Luxation of total hip prosthesis. Mathematic modelization, biomechanical approach]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1991;77(3):151-62.

38. Fontes D, Benoit J, Lortat-Jacob A, Didry R. [Luxation of total hip prosthesis. Statistical validation of a modelization, apropos of 52 cases]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1991;77(3):163-70.
39. Fraser GA, Wroblewski BM. Revision of the Charnley low-friction arthroplasty for recurrent or irreducible dislocation. J Bone Joint Surg Br. 1981;63B(4): 552-5.
40. Garcia-Cimbrelo E, Martinez-Sayanes JM, Minuesa A, Munuera L. Mittelmeier ceramic-ceramic prosthesis after 10 years. J Arthroplasty. 1996 Oct;11(7): 773-81.
41. Garcia-Cimbrelo E, Munuera L. Early and late loosening of the acetabular cup after low-friction arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 1992 Sep;74(8):1119-29.
42. Gardes P, Favard L, Gardes JC. [Long-term review of homogeneous and consecutive series of 100 "Charnley"-type total hip prostheses]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1996;82(4):306-12.
43. Gie A, Scott T, Ling RS. Cup augmentation for recurrent hip replacement dislocation. J Bone Joint Surg Br. 1989;71B:338.
44. Girard J, Laffargue P, Decoulx J, Migaud H. [Reliability of porous coating metal-backed cups: advantages and adverse effect of a posterior elevated rim polyethylene liner]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 2005 Sep;91(5): 432-8.
45. Goetz DD, Capello WN, Callaghan JJ, Brown TD, Johnston RC. Salvage of a recurrently dislocating total hip prosthesis with use of a constrained acetabular component. A retrospective analysis of fifty-six cases. J Bone Joint Surg Am. 1998 Apr;80(4):502-9.
46. Graham GP, Jenkins AI, Mintowt-Czyz W. Recurrent dislocation following hip replacement: brief report. J Bone Joint Surg Br. 1988 Aug;70(4):675.
47. Grant DG. Tomosynthesis: a three-dimensional radiographic imaging technique. IEEE Trans Biomed Eng. 1972 Jan;19(1):20-8.
48. Hammerberg EM, Wan Z, Dastane M, Dorr LD. Wear and Range of Motion of Different Femoral Head Sizes. J Arthroplasty. 2009 Sep 22.
49. Havinga ME, Spruit M, Anderson PG, van Dijk-van Dam MS, Pavlov PW, van Limbeek J. Results with the M. E. Muller cemented, straight-stem total hip prosthesis: a 10-year historical cohort study in 180 women. J Arthroplasty. 2001 Jan;16(1):33-6.

50. Hozack WJ, Rothman RH, Booth RE, Jr., Balderston RA, Cohn JC, Pickens GT. Survivorship analysis of 1,041 Charnley total hip arthroplasties. J Arthroplasty. 1990 Mar;5(1):41-7.
51. Huten D. Luxations et subluxations des prothèses totales de hanche. In: Duparc slddJ, editor. Conférences d'enseignement de la SOFCOT: Expansion scientifique française, Cahiers d'enseignement de la SOFCOT; 1996. p. 19-46.
52. Huten D, Langlais F. Luxations et subluxations des prothèses totales de hanche. Prothèse totale de hanche Les choix. Paris: Elsevier; 2005.
53. Kapandji T, Laffargue P, Decoulx J. Etude de survie actuarielle de 1418 tiges autobloquantes de Müller cimentées. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1995;81 (Supp II):141-2.
54. Kaplan SJ, Thomas WH, Poss R. Trochanteric advancement for recurrent dislocation after total hip arthroplasty. J Arthroplasty. 1987;2(2):119-24.
55. Katz RP, Callaghan JJ, Sullivan PM, Johnston RC. Long-term results of revision total hip arthroplasty with improved cementing technique. J Bone Joint Surg Br. 1997 Mar;79(2):322-6.
56. Kelley SS, Lachiewicz PF, Hickman JM, Paterno SM. Relationship of femoral head and acetabular size to the prevalence of dislocation. Clin Orthop Relat Res. 1998 Oct(355):163-70.
57. Kempf JF, Henky P, Disteldorf M, Babin SR, Schvingt E. [10-year follow-up of a homogeneous series of 467 total hip prostheses of the Charnley-Muller type. Study of 167 cases]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1986;72(4): 283-96.
58. Kennedy JG, Rogers WB, Soffe KE, Sullivan RJ, Griffen DG, Sheehan LJ. Effect of acetabular component orientation on recurrent dislocation, pelvic osteolysis, polyethylene wear, and component migration. J Arthroplasty. 1998 Aug;13(5):530-4.
59. Kilgus DJ, Paprosky WG, Engh CA. Fixation and durability : a comparison of extensevely and proximally porous coated femoral hip implants of one design with 2-17 year follow up. Orthop Trans. 1996;20:139.
60. Krismer M, Bauer R, Tschupik J, Mayrhofer P. EBRA: a method to measure migration of acetabular components. J Biomech. 1995 Oct;28(10):1225-36.
61. Langlais F. Facteurs biologiques et mécaniques de tolérance des prothèses totales de hanche. In: Langlais F, Delagoutte JP, editors. Conception des

prothèses articulaires Cahier d'enseignement de la SOFCOT n°44. Paris: Expansion scientifique française; 1993. p. 3-22.

62. Langlais F, Kerboull M, Sedel L, Ling RS. The 'French paradox.'. J Bone Joint Surg Br. 2003 Jan;85(1):17-20.

63. Lazennec JY, Charlot N, Gorin M, Roger B, Arafati N, Bissery A, et al. Hip-spine relationship: a radio-anatomical study for optimization in acetabular cup positioning. Surg Radiol Anat. 2004 Apr;26(2):136-44.

64. Leclercq S, Benoit JY, de Rosa JP, Euvrard P, Leteurtre C, Girardin P. Results of the Evora dual-mobility socket after a minimum follow-up of five years. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 2008 Dec;94(8):e17-22.

65. Leclercq S, el Blidi S, Aubriot JH. [Bousquet's device in the treatment of recurrent dislocation of a total hip prosthesis. Apropos of 13 cases]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1995;81(5):389-94.

66. Leclercq S, Lemarechal PH, Richter D, Aubriot JH. Prothèse totale de hanche hybride Charnley Bousquet à plus de 10 ans. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1999;85 (Supp III):111-2.

67. Letournel E, editor. Lagrange-Letournel hip prosthesis : results of 1355 cases. 3rd open scientific meeting of the hip society; 1975; Saint-Louis.

68. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. J Bone Joint Surg Am. 1978 Mar; 60(2):217-20.

69. Livermore J, Ilstrup D, Morrey B. Effect of femoral head size on wear of the polyethylene acetabular component. J Bone Joint Surg Am. 1990 Apr;72(4): 518-28.

70. Madey SM, Callaghan JJ, Olejniczak JP, Goetz DD, Johnston RC. Charnley total hip arthroplasty with use of improved techniques of cementing. The results after a minimum of fifteen years of follow-up. J Bone Joint Surg Am. 1997 Jan;79(1):53-64.

71. Mainard D, Valentin S, Gasnier J, Galois L, Mollard B. Mesure de l'orientation du plan pelvien antérieur par ultrasons : comparaison entre mesure radiologique et par un logiciel de navigation. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 2007;93, Supp. I(7):131-2.

72. Malchau H, Herbert P, Söderman P, Odén A. Prognosis of total hip replacement. Update and validation of results from the swedish national hip arthroplasty registry. 1979-1998. AAOS; Orlando, USA2000.

73. Malchau H, Herberts P, Wang YX, Karrholm J, Romanus B. Long-term clinical and radiological results of the Lord total hip prosthesis. A prospective study. J Bone Joint Surg Br. 1996 Nov;78(6):884-91.
74. Martell JM, Berdia S. Determination of polyethylene wear in total hip replacements with use of digital radiographs. J Bone Joint Surg Am. 1997 Nov;79(11):1635-41.
75. McCollum DE, Gray WJ. Dislocation after total hip arthroplasty. Causes and prevention. Clin Orthop Relat Res. 1990 Dec(261):159-70.
76. Merle d'Aubigné R. Cotation chiffrée de la fonction de la hanche. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1970;56:481 - 6.
77. Mertl P, Boughebri O, Havet E, Triclot P, Lardanchet JF, Gabrion A. [Large diameter head metal-on-metal bearings total hip arthroplasty: preliminary results]. Rev Chir Orthop Traumatol. Feb;96(1):15-22.
78. Meyrueis JP, Cazenave A. Prévention et traitement des luxations de prothèses de hanche par butée prothétique. Maîtrise Orthopédique. 1995;48.
79. Meyrueis JP, Cazenave A. Prévention et traitement des luxations de prothèses totales de hanche par butée prothétique vissée. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1992;79 (Supp II):157-8.
80. Mogensen B, Arnason H, Jonsson GT. Socket wall addition for dislocating total hip. Report of two cases. Acta Orthop Scand. 1986 Aug;57(4):373-4.
81. Morrey BF. Difficult complications after hip joint replacement. Dislocation. Clin Orthop Relat Res. 1997 Nov(344):179-87.
82. Morrey BF, Kavanagh BF. Complications with revision of the femoral component of total hip arthroplasty. Comparison between cemented and uncemented techniques. J Arthroplasty. 1992 Mar;7(1):71-9.
83. Morvan G, Wybier M, Mathieu P, Vuillemin-Bodaghi V, Busson J. L'imagerie des prothèses de hanche. Maîtrise Orthopédique. 2007;164.
84. Mulroy WF, Harris WH. Revision total hip arthroplasty with use of so-called second-generation cementing techniques for aseptic loosening of the femoral component. A fifteen-year-average follow-up study. J Bone Joint Surg Am. 1996 Mar;78(3):325-30.
85. Murray DW. Impingement and loosening of the long posterior wall acetabular implant. J Bone Joint Surg Br. 1992 May;74(3):377-9.
86. Murray DW. The definition and measurement of acetabular orientation. J Bone Joint Surg Br. 1993 Mar;75(2):228-32.

87. Negre J. Cupules impactées de première intention des PTH. Analyse des échecs et conseils techniques. Ann Orthop Ouest. 1997;29:183-5.
88. Nicholas RM, Orr JF, Mollan RA, Calderwood JW, Nixon JR, Watson P. Dislocation of total hip replacements. A comparative study of standard, long posterior wall and augmented acetabular components. J Bone Joint Surg Br. 1990 May;72(3):418-22.
89. Nizard RS, Sedel L, Christel P, Meunier A, Soudry M, Witvoet J. Ten-year survivorship of cemented ceramic-ceramic total hip prosthesis. Clin Orthop Relat Res. 1992 Sep(282):53-63.
90. Nunn D, Freeman MA, Hill PF, Evans SJ. The measurement of migration of the acetabular component of hip prostheses. J Bone Joint Surg Br. 1989 Aug; 71(4):629-31.
91. Olerud S, Karlstrom G. Recurrent dislocation after total hip replacement. Treatment by fixing an additional sector to the acetabular component. J Bone Joint Surg Br. 1985 May;67(3):402-5.
92. Pascarel X, Dumont D, Nehme B, Dudreuilh JP, Honton JL. [Total hip arthroplasty using the Hardinge approach. Clinical results in 63 cases]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1989;75(2):98-103.
93. Passuti N, Terver S. [Metal on metal bearing surfaces in total hip arthroplasty: a survey of material incidents]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 2007 May;93(3):288-312.
94. Paterno SA, Lachiewicz PF, Kelley SS. The influence of patient-related factors and the position of the acetabular component on the rate of dislocation after total hip replacement. J Bone Joint Surg Am. 1997 Aug;79(8):1202-10.
95. Philippot R, Adam P, Farizon F, Fessy MH, Bousquet G. [Survival of cementless dual mobility sockets: ten-year follow-up]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 2006 Jun;92(4):326-31.
96. Philippot R, Adam P, Reckhaus M, Delangle F, Verdot FX, Curvale G, et al. Prevention of dislocation in total hip revision surgery using a dual mobility design. Rev Chir Orthop Traumatol. 2009 Oct;95(6):407-13.
97. Philippot R, Farizon F, Camilleri JP, Boyer B, Derhi G, Bonnan J, et al. [Survival of dual mobility socket with a mean 17 years follow-up]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 2008 Feb;94(1):43-8.

98. Picault C, Michel CR, Vidil R. [The review of 4300 Charnley total hip replacements inserted between 1968 and 1979 (author's transl)]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1980 Mar;66(2):57-67.
99. Pierchon F, Pasquier G, Cotten A, Fontaine C, Clarisse J, Duquennoy A. Causes of dislocation of total hip arthroplasty. CT study of component alignment. J Bone Joint Surg Br. 1994 Jan;76(1):45-8.
100. Pollard JA, Daum WJ, Uchida T. Can simple radiographs be predictive of total hip dislocation? J Arthroplasty. 1995 Dec;10(6):800-4.
101. Postel M, Kerboull M, Evrard J, Courpied JP. In: Verlag S, editor. Arthroplastie totale de hanche. Berlin1985.
102. Pradhan R. Planar anteversion of the acetabular cup as determined from plain anteroposterior radiographs. J Bone Joint Surg Br. 1999 May;81(3):431-5.
103. Raut VV, Siney PD, Wroblewski BM. Cemented revision for aseptic acetabular loosening. A review of 387 hips. J Bone Joint Surg Br. 1995 May;77(3):357-61.
104. Ritter MA. A treatment plan for the dislocated total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1980 Nov-Dec(153):153-5.
105. Ritter MA. Dislocation and subluxation of the total hip replacement. Clin Orthop Relat Res. 1976 Nov-Dec(121):92-4.
106. Ryd L. Roentgen stereophotogrammetric analysis of prosthetic fixation in the hip and knee joint. Clin Orthop Relat Res. 1992 Mar(276):56-65.
107. Shrader MW, Parvizi J, Lewallen DG. The use of a constrained acetabular component to treat instability after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 2003 Nov;85-A(11):2179-83.
108. Sochart DH. Relationship of acetabular wear to osteolysis and loosening in total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1999 Jun(363):135-50.
109. Sochart DH, Porter ML. Long-term results of cemented Charnley low-friction arthroplasty in patients aged less than 30 years. J Arthroplasty. 1998 Feb; 13(2):123-31.
110. Sochart DH, Porter ML. The long-term results of Charnley low-friction arthroplasty in young patients who have congenital dislocation, degenerative osteoarthrosis, or rheumatoid arthritis. J Bone Joint Surg Am. 1997 Nov; 79(11):1599-617.
111. Southwell DG, Bechtold JE, Lew WD, Schmidt AH. Improving the detection of acetabular osteolysis using oblique radiographs. J Bone Joint Surg Br. 1999 Mar;81(2):289-95.

112. Soyer J, Avedikian J, Pries P, Clarac JP. [Long-term outcome of Charnley's femoral implant. A review of 309 cases with follow-up of minimum 20 years]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1997;84(5):416-22.
113. Sugano N, Nishii T, Nakata K, Masuhara K, Takaoka K. Polyethylene sockets and alumina ceramic heads in cemented total hip arthroplasty. A ten-year study. J Bone Joint Surg Br. 1995 Jul;77(4):548-56.
114. Sutherland CJ, Wilde AH, Borden LS, Marks KE. A ten-year follow-up of one hundred consecutive Muller curved-stem total hip-replacement arthroplasties. J Bone Joint Surg Am. 1982 Sep;64(7):970-82.
115. Thévenin F, Campagna R, Guerini H, Poittevin X, Drapé JL, Chevrot A. Imagerie des prothèses de hanche. In: Chir EM, editor. Radiodiagnostic: squelette normal - neuroradiologie - appareil locomoteur. Paris: Elsevier; 2007.
116. Turner RS. Postoperative total hip prosthetic femoral head dislocations. Incidence, etiologic factors, and management. Clin Orthop Relat Res. 1994 Apr(301):196-204.
117. Vicar AJ, Coleman CR. A comparison of the anterolateral, transtrochanteric, and posterior surgical approaches in primary total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1984 Sep(188):152-9.
118. Watson P, Nixon JR, Mollan RA. A prosthesis augmentation device for the prevention of recurrent hip dislocation. A preliminary report. Clin Orthop Relat Res. 1991 Jun(267):79-84.
119. Wolf A, Digioia AM, 3rd, Mor AB, Jaramaz B. Cup alignment error model for total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 2005 Aug(437):132-7.
120. Woo RY, Morrey BF. Dislocations after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 1982 Dec;64(9):1295-306.
121. Woolson ST, Hartford JM, Sawyer A. Results of a method of leg-length equalization for patients undergoing primary total hip replacement. J Arthroplasty. 1999 Feb;14(2):159-64.
122. Wroblewski BM. 15-21-year results of the Charnley low-friction arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1986 Oct(211):30-5.
123. Wroblewski BM. Dislocation. Revision surgery in total hip arthroplasty. Londres: Springer Verlag; 1990. p. 29-46.

124. Wroblewski BM, Fleming PA, Siney PD. Charnley low-frictional torque arthroplasty of the hip. 20-to-30 year results. J Bone Joint Surg Br. 1999 May; 81(3):427-30.
125. Wroblewski BM, Siney PD, Fleming PA. Charnley low-frictional torque arthroplasty: follow-up for 30 to 40 years. J Bone Joint Surg Br. 2009 Apr; 91(4):447-50.

INTRODUCTION

L'arthroplastie totale de hanche est une des interventions fréquentes en chirurgie orthopédique. Parmi les complications redoutées, on retrouve la luxation prothétique. Nous avons voulu étudier l'influence d'une butée rétentive anti-luxation sur la survenue de cette complication.

MATERIEL ET METHODES

Nous avons revu de manière rétrospective 59 patients totalisant 65 implantations de cotyle à cimenter en polyéthylène réalisées dans notre service. Il s'agissait dans 47 cas d'une arthroplastie de première intention avec la pose de 9 butées et dans 18 cas de chirurgie de reprise avec pose de 13 butées. Dans tous les cas, il s'agissait de cotyles cimentés en polyéthylène type Müller face à des têtes de 28 ou 32 mm en inox ou céramique. La voie d'abord pratiquée était une voie postéro-externe de Moore dans tous les cas.

RESULTATS

Le recul moyen est de 47 mois (12 à 75 mois) en chirurgie de première intention et de 46,5 mois (12 à 75) en chirurgie de reprise.

Sur 47 arthroplasties de première intention, nous retrouvons un taux global de luxation de 8,5%, soit 4 cas. Dans 9 cas, nous avons implanté en première intention une butée rétentive anti-luxation en polyéthylène. Nous n'avons relevé aucune luxation chez ces patients. Parmi les 4 cas de luxations, un patient a été traité avec succès par la mise en place secondaire d'une butée rétentive. Dans 2 autres cas, il s'agissait de luxations précoces sans récidive. Le dernier cas a été traitée sans succès par l'adjonction d'une butée prothétique. L'adjonction d'une butée n'altère pas le résultat fonctionnel.

En chirurgie de reprise, nous avons posé 13 butées sur les 18 cas analysés. Aucune luxation post-opératoire n'a été retrouvée en présence de butée. A l'inverse, un patient repris sans pose de butée a présenté 2 épisodes de luxations secondaires traités avec succès par la pose d'une butée rétentive. Il existe une différence significative du résultat fonctionnel en faveur du sous-groupe sans butée.

DISCUSSION

L'adjonction d'une butée rétentive nous a permis de limiter le risque post-opératoire de survenue précoce et secondaire de luxation prothétique sans pour autant altérer le résultat fonctionnel de nos implants. Nos résultats nous semblent comparables à ceux des autres moyens de stabilisations existant avec un coût plus modeste.

Ces résultats encourageants corroborent certaines données de la littérature mais nécessiteraient un suivi à plus long terme notamment quant à l'usure du polyéthylène.

CONCLUSION

Cette technique semble ainsi pouvoir répondre à certaines indications sans augmenter fortement la morbidité. Elle nous semble particulièrement utile pour des patients âgés et peu actifs bien que la HAS ait supprimé la description générique des butées anti-luxations.

VU

NANCY, le **22 mai 2010**
Le Président de Thèse

Professeur H. COUDANE

NANCY, le **22 mai 2010**
Le Doyen de la Faculté de Médecine

Professeur H. COUDANE

AUTORISE À SOUTENIR ET À IMPRIMER LA THÈSE

NANCY, le **28 mai 2010**

LE PRÉSIDENT DE L'UNIVERSITÉ DE NANCY 1
Par délégation

Madame C. CAPDEVILLE-ATKISON

RÉSUMÉ DE LA THÈSE. Malgré sa fréquence et son ancienneté, l'arthroplastie totale de hanche conserve quelques complications. Nous avons voulu étudier l'influence d'une butée prothétique sur le taux de luxations et rechercher la mise au point d'un nouvel outil de mesure de l'épaisseur du polyéthylène. Nous avons ainsi en premier étudié cliniquement et radiographiquement 47 prothèses de première intention et 18 reprises prothétiques à un délai moyen de 47 mois. Chaque hanche revue a bénéficié d'un bilan fonctionnel (score de Postel et Merle d'Aubigné) et radiographique. La butée réduit le risque de luxation, bien qu'aucune différence statistique n'ait pu être mise en évidence en raison des effectifs, sans pour autant grever sérieusement les résultats fonctionnels. Ces résultats sont comparables aux autres moyens de stabilisation. Il persiste ainsi selon nous un intérêt de ces butées qui restent un moyen de stabilisation moins onéreux. La durée de suivi trop faible ne nous permet pas de conclure quant à l'usure prématurée éventuelle de ces implants. Parmi ces patients, 27 ont bénéficié en plus d'un scanner et d'une tomosynthèse en vue de proposer une méthode simple d'évaluation qualitative de l'usure du polyéthylène et d'étudier l'orientation acétabulaire. Celle-ci est une mesure complexe à mettre en oeuvre et ne nous a pas apporté d'éléments significatifs. Pour mesurer l'usure, partant du principe que les mesures radiographiques ne sont pas à l'échelle, contrairement aux mesures tomodensitométriques, nous proposons le calcul du rapport de l'épaisseur supéro-latérale sur l'épaisseur inféro-latérale pour quantifier et suivre l'usure du polyéthylène en pratique clinique quotidienne en sachant qu'il n'existe pas de différence significative de ce rapport entre la radiographie, la tomodensitométrie et le scanner.

TITRE EN ANGLAIS : Total hip arthroplasty cimented, interest of a posterior abutment. A retrospective clinical and radiological study of 65 hips.

THÈSE : MÉDECINE SPÉCIALISÉE – ANNÉE 2010

MOTS CLEFS : prothèse totale de hanche, luxation prothèses, butée prothétique

---

INTITULÉ ET ADRESSE DE L'U.F.R. :

Faculté de Médecine de Nancy
9, avenue de la Forêt de Haye
54505 VANDOEUVRE LES NANCY Cedex