



AVERTISSEMENT

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

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

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

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

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

UNIVERSITÉ DE LORRAINE
2021

FACULTÉ DE MÉDECINE DE NANCY

THÈSE
pour obtenir le grade de
DOCTEUR EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement
dans le cadre du troisième cycle de Médecine Spécialisée

par

Mathias KIRSCH

Le 22 juin 2021

Etude de l'ostéointégration à 2 ans d'une tige fémorale recouverte
d'hydroxyapatite dans les arthroplasties intermédiaires de hanche non
cimentées chez les plus de 80 ans

Membres du Jury

M. Didier MAINARD	Professeur	Président du Jury
M. François SIRVEAUX	Professeur	Juge
M. Athanasios BENETOS	Professeur	Juge
M. Fayçal HOUFANI	Docteur	Juge



UNIVERSITÉ
DE LORRAINE



FACULTÉ DE
MÉDECINE / MAÏEUTIQUE /
MÉTIER DE LA SANTÉ à NANCY

Président de l'Université de Lorraine :
Professeur Pierre MUTZENHARDT

Doyen de la Faculté de Médecine :
Professeur Marc BRAUN

Vice-doyenne
Pr Laure JOLY

Assesseurs :

Premier cycle : Dr Nicolas GAMBIER
Deuxième cycle : Pr Antoine KIMMOUN
Troisième cycle : Pr Laure JOLY
Formation à la recherche : Pr Nelly AGRINIER
Relations Grande Région : Pr Thomas FUCHS-BUDER
CUESim : Pr Stéphane ZUILY
SIDES : Dr Julien BROSEUS
Vie Facultaire : Dr Philippe GUERCI
Etudiant : Mme Audrey MOUGEL

Chargés de mission

Docimologie : Dr Jacques JONAS
Orthophonie : Pr Cécile PARIETTI-WINKLER
PACES : Pr Mathias POUSSEL
Relations internationales : Pr Jacques HUBERT

Présidente du Conseil de la Pédagogie : Pr Louise TYVAERT
Président du Conseil Scientifique : Pr Jean-Michel HASCOET

=====

DOYENS HONORAIRES

Professeur Jacques ROLAND - Professeur Patrick NETTER - Professeur Henry COUDANE

=====

PROFESSEURS HONORAIRES

Etienne ALIOT - Jean-Marie ANDRE - Alain AUBREGE - Gérard BARROCHE - Alain BERTRAND - Pierre BEY - Marc-André BIGARD - Patrick BOISSEL - Pierre BORDIGONI - Jacques BORRELLY - Michel BOULANGE - Jean-Louis BOUTROY - Laurent BRESLER - Serge BRIANÇON - Jean-Claude BURDIN - Claude BURLET - Daniel BURNEL - Claude CHARDOT - Jean-François CHASSAGNE - François CHERRIER - Henry COUDANE - Jean-Pierre CRANCE - Jean-Pierre DESCHAMPS - Gilbert FAURE - Gérard FIEVE - Bernard FOLIGUET - Jean FLOQUET - Robert FRISCH - Alain GAUCHER - Pierre GAUCHER - Jean-Luc GEORGE - Alain GERARD - Hubert GERARD - Jean-Marie GILGENKRANTZ - Simone GILGENKRANTZ - Gilles GROSDIDIER - Philippe HARTEMANN - Gérard HUBERT - Claude HURIET - Jean-Pierre KAHN - Gilles KARCHER - Michèle KESSLER - François KOHLER - Pierre LANDES - Pierre LASCOMBES - Marie-Claire LAXENAIRE - Michel LAXENAIRE - Alain LE FAOU - Jacques LECLERE - Pierre LEDERLIN - Bernard LEGRAS - Jean-Pierre MALLIÉ - Philippe MANGIN - François MARCHAL - Jean-Claude MARCHAL - Yves MARTINET - Pierre MATHIEU - Thierry MAY - Michel MERLE - Daniel MOLÉ - Pierre MONIN - Pierre NABET - Patrick NETTER - Jean-Pierre NICOLAS - Francis PENIN - Claude PERRIN - François PLENAT - Jean-Marie POLU - Jacques POUREL - Francis RAPHAEL - Antoine RASPILLER - Denis REGENT - Jacques ROLAND - Daniel SCHMITT - Michel SCHMITT - Jean-Luc SCHMUTZ - Michel SCHWEITZER - Daniel SIBERTIN-BLANC - Claude SIMON - Jean-François STOLTZ - Michel STRICKER - Gilbert THIBAUT - Paul VERT - Hervé VESPIGNANI - Colette VIDAILHET - Michel VIDAILHET - Jean-Pierre VILLEMOT - Michel WEBER - Denis ZMIROU - Faïez ZANNAD

=====

PROFESSEURS ÉMÉRITES

Etienne ALIOT - Laurent BRESLER - Serge BRIANÇON - Henry COUDANE - Gilbert FAURE –
Jean-Pierre KAHN- Alain LE FAOU - Thierry MAY - Patrick NETTER - François PLENAT - Jean-Luc SCHMUTZ -
Paul VERT -Jean-Pierre VILLEMOT - Faiez ZANNAD

=====

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

(Disciplines du Conseil National des Universités)

42° Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1^{re} sous-section : (*Anatomie*)

Professeur Marc BRAUN – Professeure Manuela PEREZ

2^e sous-section : (*Histologie, embryologie et cytogénétique*)

Professeur Christo CHRISTOV

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

Professeur Guillaume GAUCHOTTE

43e Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE

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

Professeur Pierre-Yves MARIE – Professeur Pierre OLIVIER - Professeur Antoine VERGER

2^e sous-section : (*Radiologie et imagerie médicale*)

Professeur René ANXIONNAT - Professeur Alain BLUM - Professeur Serge BRACARD –

Professeure Valérie CROISÉ - Professeur Jacques FELBLINGER - Professeur Benjamin GORY –

Professeur Damien MANDRY - Professeur Pedro GONDIM TEIXEIRA

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

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

Professeur Jean-Louis GUEANT - Professeur David MEYRE - Professeur Bernard NAMOUR –

Professeur Jean-Luc OLIVIER - Professeur Abderrahim OUSSALAH

2^e sous-section : (*Physiologie*)

Professeur Christian BEYAERT - Professeur Bruno CHENUÉL - Professeur Mathias POUSSEL

3^e sous-section (*Biologie cellulaire*)

Professeure Véronique DECOT-MAILLERET

4^e sous-section : (*Nutrition*)

Professeur Didier QUILLIOT - Professeure Rosa-Maria RODRIGUEZ-GUEANT - Professeur Olivier ZIEGLER

45° Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE

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

Professeur Alain LOZNIÉWSKI – Professeure Evelyne SCHVOERER

2^e sous-section : (*Parasitologie et Mycologie*)

Professeure Marie MACHOUART

3^e sous-section : (*Maladies infectieuses ; maladies tropicales*)

Professeure Céline PULCINI - Professeur Christian RABAUD

46° Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ

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

Professeure Nelly AGRINIER - Professeur Francis GUILLEMIN

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

Professeure Eliane ALBUSSON - Professeur Nicolas JAY

47° Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE

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

Professeur Pierre FEUGIER

2^e sous-section : (*Cancérologie ; radiothérapie*)

Professeur Thierry CONROY - Professeur Frédéric MARCHAL - Professeur Didier PEIFFERT –

Professeur Guillaume VOGIN

3^e sous-section : (*Immunologie*)

Professeur Marcelo DE CARVALHO-BITTENCOURT - Professeure Marie-Thérèse RUBIO

4^e sous-section : (*Génétique*)

Professeur Philippe JONVEAUX - Professeur Bruno LEHEUP

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

1^{re} sous-section : (*Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire*)

Professeur Gérard AUDIBERT - Professeur Hervé BOUAZIZ - Professeur Thomas FUCHS-BUDER
Professeure Marie-Reine LOSSER - Professeur Claude MEISTELMAN

2^e sous-section : (*Médecine intensive-réanimation*)

Professeur Pierre-Édouard BOLLAERT - Professeur Sébastien GIBOT - Professeur Bruno LÉVY –
Professeur Antoine KIMMOUN

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

Professeur Pierre GILLET - Professeur Jean-Yves JOUZEAU

4^e sous-section : (*Thérapeutique-médecine de la douleur ; addictologie*)

Professeur Nicolas GIRERD - Professeur François PAILLE - Professeur Patrick ROSSIGNOL

5^e sous-section : (*Médecine d'urgence*)

Professeur Tahar CHOUIHED

49° Section : PATHOLOGIE NERVEUSE ET MUSCULAIRE, PATHOLOGIE MENTALE, HANDICAP ET RÉÉDUCATION

1^{re} sous-section : (*Neurologie*)

Professeur Marc DEBOUVERIE - Professeur Louis MAILLARD - Professeur Sébastien RICHARD –
Professeur Luc TAILLANDIER Professeure Louise TYVAERT

2^e sous-section : (*Neurochirurgie*)

Professeur Thierry CIVIT - Professeure Sophie COLNAT-COULBOIS - Professeur Olivier KLEIN

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

Professeur Vincent LAPREVOTE - Professeur Raymund SCHWAN

4^e sous-section : (*Pédopsychiatrie ; addictologie*)

Professeur Bernard KABUTH

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

Professeur Jean PAYSANT

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

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

Professeure Isabelle CHARY-VALCKENAERE - Professeur Damien LOEUILLE

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

Professeur Laurent GALOIS - Professeur Didier MAINARD - Professeur François SIRVEAUX

3^e sous-section : (*Dermato-vénéréologie*)

Professeure Anne-Claire BURSZTEJN

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

Professeur François DAP - Professeur Gilles DAUTEL - Professeur Etienne SIMON

51° Section : PATHOLOGIE CARDIO-RESPIRATOIRE ET VASCULAIRE

1^{re} sous-section : (*Pneumologie ; addictologie*)

Professeur Jean-François CHABOT - Professeur Ari CHAOUAT

2^e sous-section : (*Cardiologie*)

Professeur Edoardo CAMENZIND - Professeur Christian de CHILLOU DE CHURET

Professeur Batric POPOVIC - Professeur Nicolas SADOUL

3^e sous-section : (*Chirurgie thoracique et cardiovasculaire*)

Professeur Juan-Pablo MAUREIRA - Professeur Stéphane RENAUD

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

Professeur Sergueï MALIKOV - Professeur Denis WAHL – Professeur Stéphane ZUILY

52° Section : MALADIES DES APPAREILS DIGESTIF ET URINAIRE

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

Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI - Professeur Laurent PEYRIN-BIROULET

2^e sous-section : (*Chirurgie viscérale et digestive*)

Professeur Ahmet AYAV - Professeur Laurent BRUNAUD – Professeure Adeline GERMAIN

3^e sous-section : (*Néphrologie*)

Professeur Luc FRIMAT - Professeure Dominique HESTIN

4^e sous-section : (*Urologie*)

Professeur Pascal ESCHWEGE - Professeur Jacques HUBERT

53° Section : MÉDECINE INTERNE, GÉRIATRIE ET MÉDECINE GÉNÉRALE

1^{re} sous-section : (Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; addictologie)

Professeur Athanase BENETOS - Professeur Jean-Dominique DE KORWIN - Professeure Gisèle KANNY
Professeure Christine PERRET-GUILLAUME – Professeur Roland JAUSSAUD – Professeure Laure JOLY

3^e sous-section : (Médecine générale)

Professeur Jean-Marc BOIVIN - Professeur Paolo DI PATRIZIO

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

1^{re} sous-section : (Pédiatrie)

Professeur Pascal CHASTAGNER - Professeur François FEILLET - Professeur Jean-Michel HASCOET -
Professeur Cyril SCHWEITZER

2^e sous-section : (Chirurgie infantile)

Professeur Pierre JOURNEAU - Professeur Jean-Louis LEMELLE

3^e sous-section : (Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale)

Professeur Philippe JUDLIN - Professeur Olivier MOREL

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

Professeur Bruno GUERCI - Professeur Marc KLEIN - Professeur Georges WERYHA

55° Section : PATHOLOGIE DE LA TÊTE ET DU COU

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

Professeur Roger JANKOWSKI - Professeure Cécile PARIETTI-WINKLER - Professeure Cécile RUMEAU

2^e sous-section : (Ophtalmologie)

Professeure Karine ANGIOI - Professeur Jean-Paul BERROD

3^e sous-section : (Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie)

Professeure Muriel BRIX

=====

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS

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

Professeur Walter BLONDEL

64° Section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE

Professeure Sandrine BOSCHI-MULLER - Professeur Pascal REBOUL

65° Section : BIOLOGIE CELLULAIRE

Professeure Céline HUSELSTEIN

66° Section : PHYSIOLOGIE

Professeur Nguyen TRAN

=====

PROFESSEUR ASSOCIÉ DE MÉDECINE GÉNÉRALE

53° Section, 3^e sous-section : (Médecine générale)

Professeure associée Sophie SIEGRIST

Professeur associé Olivier BOUCHY

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

42° Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1^{re} sous-section : (Anatomie)

Docteur Bruno GRIGNON

2^e sous-section : (Histologie, embryologie, et cytogénétique)

Docteure Isabelle KOSCINSKI

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

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

Docteure Shyue-Fang BATTAGLIA - Docteure Sophie FREMONT - Docteure Isabelle GASTIN –

Docteure Catherine MALAPLATE - Docteur Marc MERTEN

2^e sous-section : (Physiologie)

Docteure Silvia DEMOULIN-ALEXIKOVA - Docteur Jacques JONAS

45° Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE

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

Docteure Corentine ALAUZET - Docteure Hélène JEULIN - Docteure Véronique VENARD

2° sous-section : (Parasitologie et mycologie)

Docteure Anne DEBOURGOGNE

46° Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ

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

Docteur Cédric BAUMANN - Docteure Frédérique CLAUDOT - Docteur Alexis HAUTEMANIÈRE

Docteur Arnaud FLORENTIN - Docteur Jonathan EPSTEIN (stagiaire)

2° sous-section (Médecine et Santé au Travail)

Docteure Isabelle THAON

47° Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE

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

Docteur Julien BROSEUS – Docteure Maud D'AVENI

2° sous-section : (Cancérologie ; radiothérapie)

Docteure Lina BOLOTINE

3° sous-section : (Immunologie)

Docteure Alice AARNINK

4° sous-section : (Génétique)

Docteure Céline BONNET - Docteure Mathilde RENAUD (stagiaire)

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

1° sous-section : (Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire)

Docteur Philippe GUERCI

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

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

49° Section : PATHOLOGIE NERVEUSE ET MUSCULAIRE, PATHOLOGIE MENTALE, HANDICAP ET RÉÉDUCATION

2° sous-section : (Neurochirurgie)

Docteur Fabien RECH

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

Docteur Thomas SCHWITZER

4° sous-section : (Pédopsychiatrie ; addictologie)

Docteur Fabienne ROUYER-LIGIER (stagiaire)

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

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

Docteure Laetitia GOFFINET-PLEUTRET

51° Section : PATHOLOGIE CARDIO-RESPIRATOIRE ET VASCULAIRE

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

Docteur Fabrice VANHUYSE

4° sous-section : (Chirurgie vasculaire ; Médecine vasculaire)

Docteure Nicla SETTEMBRE

52° Section : MALADIES DES APPAREILS DIGESTIF ET URINAIRE

1^{re} sous-section : (Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie)

Docteur Anthony LOPEZ

54° Section : DEVELOPPEMENT ET PATHOLOGIE DE L'ENFANT, GYNECOLOGIE-OBSTETRIQUE, ENDOCRINOLOGIE ET REPRODUCTION

1° sous-section : (Pédiatrie)

Docteure Cécile POCHON (stagiaire)

4° sous-section : (Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques ; Gynécologie médicale)

Docteure Éva FEIGERLOVA

5° sous-section : (Biologie et médecine du développement et de la reproduction ; gynécologie médicale)

Docteur Mikaël AGOPIANTZ

55° Section : PATHOLOGIE DE LA TÊTE ET DU COU

1^{re} sous-section : (Oto-Rhino-Laryngologie)

Docteur Patrice GALLET

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES

5° Section : SCIENCES ÉCONOMIQUES

Monsieur Vincent LHUILLIER

7° Section : SCIENCES DU LANGAGE : LINGUISTIQUE ET PHONETIQUE GENERALES

Madame Christine DA SILVA-GENEST

19° Section : SOCIOLOGIE, DÉMOGRAPHIE

Madame Joëlle KIVITS

63° Section : GÉNIE ÉLECTRIQUE, ÉLECTRONIQUE, PHOTONIQUE ET SYSTÈMES

Madame Pauline SOULET LEFEBVRE (stagiaire)

64° Section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE

Madame Marie-Claire LANHERS - Monsieur Nick RAMALANJAONA

65° Section : BIOLOGIE CELLULAIRE

Madame Nathalie AUCHET - Madame Natalia DE ISLA-MARTINEZ - Monsieur Christophe NEMOS

69° Section : NEUROSCIENCES

Madame Sylvie MULTON

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES ASSOCIÉS DE MÉDECINE GÉNÉRALE

53° Section, 3° sous-section : (*Médecine générale*)

Docteur Cédric BERBE – Antoine CANTON - Jean-Charles VAUTHIER

=====

DOCTEURS HONORIS CAUSA

Professeur Pierre-Marie GALETTI (1982)
Brown University, Providence (U.S.A)
Professeure Mildred T. STAHLMAN (1982)
Vanderbilt University, Nashville (U.S.A)
Professeur Théodore H. SCHIEBLER (1989)
Institut d'Anatomie de Würzburg (R.F.A)
Professeur Mashaki KASHIWARA (1996)
*Research Institute for Mathematical Sciences de
Kyoto (JAPON)*

Professeur Ralph GRÄSBECK (1996)
Université d'Helsinki (FINLANDE)
Professeur Duong Quang TRUNG (1997)
Université d'Hô Chi Minh-Ville (VIÊTNAM)
Professeur Daniel G. BICHET (2001)
Université de Montréal (Canada)
Professeur Marc LEVENSTON (2005)
Institute of Technology, Atlanta (USA)

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

REMERCIEMENT

A notre Maître et Président du Jury

Monsieur le Professeur Didier MAINARD

Professeur des Universités

Praticien Hospitalier de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique

Chevalier dans l'Ordre des Palmes Académiques

Vous nous avez fait l'honneur de nous confier ce travail.

La rigueur dont vous faites preuve à chaque instant est pour nous un exemple.

Votre attachement à la perfection, au souci du détail, à donner le meilleur de soi pour la prise en charge des patients nous a montré la voie dans la discipline de la chirurgie.

Vos nombreuses contributions à la recherche scientifique forcent le respect.

Nous admirons votre détermination à élever le niveau de la chirurgie orthopédique nancéienne au plus haut.

Nous sommes honorés d'apprendre la chirurgie à vos côtés et espérons nous montrer digne de la confiance que vous nous accordez.

Que ce travail témoigne du dévouement que nous vous porterons toujours.

A notre Maître et Juge

Monsieur le Professeur François SIRVEAUX

Professeur des Universités

Praticien Hospitalier de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique

Vous nous faites l'honneur de siéger parmi nos juges.

Votre précision technique, votre sens pédagogique, ainsi que vos nombreuses connaissances, notamment en chirurgie de l'épaule et tumorale forcent notre admiration.

Votre sens clinique et votre esprit d'innovation sont pour nous des modèles.

Vos travaux de recherche scientifique démontrent votre apport à notre spécialité.

Que ce travail soit le reflet de notre sincère reconnaissance pour votre enseignement.

A notre Maître et Juge

Monsieur le Professeur Athanasios BENETOS

Professeur des Universités

Praticien Hospitalier de Gériatrie

Vous nous faites un grand honneur en jugeant cette thèse.

Nous vous sommes reconnaissants de l'attention que vous avez portée à notre travail et du temps que vous nous avez consacré.

Veillez trouver dans ce travail l'expression de notre estime et de notre gratitude.

A notre Maître et Juge

Monsieur le Docteur Fayçal HOUFANI

Docteur en Médecine

Assistant Chef de Clinique de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique

Vous nous avez guidés lors de nos premiers pas en chirurgie.

Vous nous avez transmis l'obsession de toujours donner le meilleur au service du patient.

Votre fidélité et votre honnêteté sont des qualités inestimables.

Vous nous avez aidés à progresser chaque jour où nous avons pu être à vos côtés.

Que ce travail signe la reconnaissance que nous vous porterons éternellement.

A nos Maîtres d'internat, Praticiens Hospitaliers, chefs de clinique

Qui ont contribué à notre formation

Monsieur le Professeur GALOIS

Monsieur le Professeur JOURNEAU

Monsieur le Professeur DAUTEL

Monsieur le Professeur DAP

Monsieur le Docteur ROCHE

Monsieur le Docteur ZAHARIA

Madame le Docteur BARLA

Monsieur le Docteur AISENE

Monsieur le Docteur ALOMAR, pour nos fractures supra-condyliennes

Monsieur le Docteur TCHOMTCHOUA, pour les rires du mercredi après-midi

Monsieur le Docteur FRENDI,

Madame le Docteur MULLER

Monsieur le Docteur WALBRON,

Madame le Docteur PEDUZZI

Monsieur le Docteur EGRISE, tu as été pour moi un exemple dès le premier jour, ton enthousiasme chirurgical m'a motivé pour donner le meilleur de moi-même, j'espère un jour être la moitié du chirurgien que tu es aujourd'hui

Madame le Docteur BAUER, pour ta gentillesse, tes qualités chirurgicales et humaines, merci pour tout ce que tu as fait pour moi

Monsieur le Docteur PAROT, pour la sagesse de tes conseils, ton calme à toute épreuve et la facilité que tu parvenais à dégager de ta chirurgie

Monsieur le Docteur BLANQUART, pour votre enseignement qui a changé ma vision de la chirurgie, vos astuces qui me débloquent dans les moments difficiles, votre profonde gentillesse que je n'oublierai jamais, merci pour tout ce que vous m'avez apporté

Monsieur le Docteur GROSS, pour l'humanité et la pédagogie dont tu fais preuve, tu as marqué à jamais ma façon d'opérer et de m'occuper des patients, j'ai trouvé en toi un modèle et j'espère atteindre un jour l'aisance dont tu fais preuve au quotidien

Monsieur le Docteur YVROUD, pour la confiance que vous m'avez accordé pour mes premières arthroplasties et arthroscopies, je ne vous remercierai jamais assez pour l'expérience que j'ai acquis grâce à vous

Monsieur le Docteur GAVANIER, pour tout ce que tu m'as appris et que je n'oublierai pas, je ne serai pas le même sans les précieux conseils que tu m'as transmis dès mon premier semestre

Monsieur le Docteur TURELL, pour ton aisance chirurgicale, ton management et mes premiers pas dans la chirurgie de l'épaule, je n'oublierai rien de ce que tu m'as montré

Monsieur le Docteur PITON, pour l'étendue de vos connaissances sur la navigation, votre aisance chirurgicale et vos réponses toujours pertinentes à toutes mes questions

Mme le Docteur BEVILACQUA, pour votre gentillesse et votre disponibilité à n'importe quelle heure du jour et de la nuit

Monsieur le Docteur BARTHEL

Madame le Docteur REITER

Madame le Docteur GOFFINET

Monsieur le Docteur ADETU

A Francine, Fredo, Sandra, Mimi et Sabine qui m'ont donné goût aux nuits de garde au bloc

A tout le personnel du bloc opératoire de l'hôpital Central et du service COTA, pour votre professionnalisme et votre bonne humeur

A tout le personnel du bloc opératoire du Centre Emile Gallé

A tout le personnel du bloc opératoire de l'hôpital d'enfants

A tout le personnel du bloc opératoire de Belle-Isle puis Schuman, vous m'avez accueilli chez vous comme une famille, merci pour tout

A Nath', merci de ton soutien de tous les instants au POSU

A Gaëlle et Céline, les plus formidables secrétaires qu'un interne qui dicte trop vite puisse avoir

A Laurence, pour ton écoute et ton énergie de tous les instants, merci pour ton soutien et l'attention que tu portes à tous les internes

A mes co-internes et amis

A Jean, Hugo, Elise, Victor, Arthur, notre semestre passé ensemble à la clinique restera gravé à jamais dans ma mémoire. Nos rires et vos conseils ont été pour moi une source de motivation sans pareille

A Camille et Benoit, j'ai hâte d'exercer à vos côtés, je n'oublie aucun des rires que nous avons partagés

A Pierre, pour ta solution pour enlever la bétadine sur le sol

A Florian, pour nos échanges toujours courtois

A Kamel pour nos trajets de DU mémorables, nos stages ensemble à rire et opérer

A Alex pour nos petites parties de basket

A Remi, Benoit et Benjamin, pour nos séances ciné inoubliables

A ma famille

Olivia, mon amour, tu n'imagines pas à quel point je t'aime. Je ne te remercierai jamais assez pour ton soutien depuis 10 ans, à travers toutes ces épreuves. Je n'aurai jamais pu accomplir tout ce chemin sans l'amour que tu as su me témoigner. La douceur et le sourire que tu as tous les jours m'ont porté pour atteindre mon but. Tu es la plus merveilleuse femme qu'un chirurgien puisse avoir et je mesure chaque jour la chance que j'ai de t'avoir. Je t'aime pour toujours.

Maman, c'est impossible de te remercier assez pour tout ce que tu as fait pour moi. J'ai toujours su que si j'avais besoin de quelque chose, il me suffisait de te le demander pour que tu m'aides. Tu as toujours été présente depuis le premier jour. Tu es la meilleure des mères. Mon succès est le tien.

Papa, tu es mon modèle. C'est toi qui m'as montré qu'il fallait se battre et travailler pour atteindre son objectif. J'ai vu toute l'énergie que tu as donnée pour me permettre de faire ces études. Rien n'aurait été possible sans toi. Merci de t'être battu pour ta famille, tu es ma fierté.

Rodolphe, mon jumeau, je suis heureux de t'avoir à mon côté depuis le début. Ce que nous partageons ensemble est indescriptible pour les autres, nous l'aurons toute notre vie. Merci pour ton soutien, nos souvenirs vécus et à venir.

Alex, mon grand frère, merci d'être toujours là pour moi, tu m'as aussi élevé et je n'oublie pas tes attentions pour moi. Ton aide aura été très précieuse pour arriver là où j'en suis aujourd'hui.

Jeanne, merci pour ton écoute et ton empathie, je suis content de t'avoir dans la famille en tant que belle-sœur.

Solenne, je suis heureux de pouvoir partager avec toi la réalité du terrain médical. Merci pour ton soutien.

Rosaria, Maxime, Marie-Christine, Iounes, Camille, Romain, merci d'être présents pour moi. Vous m'exprimez toujours votre amour et je vous en remercie.

Maria, ma belle-maman, je ne peux pas te remercier assez pour ton aide de tous les instants. Tu as toujours su m'épauler et tu m'as accueilli au sein de ta famille comme un fils. J'ai beaucoup de chance de t'avoir.

Rabih, mon beau-papa, merci pour toutes tes connaissances qui m'ont aidé à travers ces années. Nos discussions géopolitiques m'ont passionné et aidé à me détendre quand j'en avais besoin.

Chloé, ma belle-sœur, tu as été pour moi un exemple. Les épreuves que tu as traversées avec force et caractère m'ont montré la voie. Je continuerai à rester fort comme tu l'as été toutes ces années.

Emile, mon beau-frère, nos rires ensemble, notre amour commun de l'anneau unique m'ont soutenu plus que tu ne l'imagines. Je te suis reconnaissant d'être là pour moi.

Alexis, mon autre beau-frère, ton calme et ta sérénité m'ont inspiré tous les jours. Ta présence dans la famille est inestimable.

Alexandra, ton esprit de compétition et ta bonne humeur sont pour moi de précieuses qualités que j'essaie de reproduire au quotidien.

Je dédie cette thèse

SERMENT

« **A**u 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 MATIERES

TABLE DES FIGURES	22
TABLE DES TABLEAUX	24
LISTE DES ABRÉVIATIONS	26
1. INTRODUCTION	27
1.1. Fractures du col du fémur	29
1.1.1. Classification.....	29
1.1.2. Facteurs de risque	30
1.1.3. Traitement.....	32
1.1.3.1. Orthopédie.....	32
1.1.3.2. Ostéosynthèse	32
1.1.3.3. Arthroplastie	33
1.1.4. Technique opératoire	35
1.1.5. Complications	38
1.2. Ciment ou press-fit.....	38
1.2.1. Concept du ciment	38
1.2.2. Concept du press-fit	40
1.2.3. Cimenter ou ne pas cimenter ?.....	44
2. ÉTUDE	47
2.1. Méthodes.....	47
2.1.1. Critères d'inclusion.....	47
2.1.2. Critères d'exclusion	48
2.1.3. Critères radiographiques	48
2.1.3.1. Analyse préopératoire	48
2.1.3.2. Analyse post-opératoire immédiate	49
2.1.3.3. Analyse au dernier recul	51
2.2. Matériel	52
2.2.1. Implant	52
2.2.2. Mesures radiographiques	53
2.2.3. Analyse statistique	53

2.3. Résultats.....	54
2.3.1. Analyse pré-opératoire.....	54
2.3.2. Analyse post-opératoire immédiate	56
2.3.2.1. Complications	56
2.3.2.2. Implant.....	57
2.3.3. Analyse post-opératoire au dernier recul	59
2.3.3.1. Ostéointégration selon Engh et Massin.....	59
2.3.3.2. Ostéointégration selon le score 0-SS	62
2.3.3.3. Indice cortical.....	63
2.3.3.4. Canal bone ratio	65
2.3.3.5. Canal Flare Index	66
2.3.3.6. Canal Fill Ratio	66
2.3.3.7. Complications	68
2.3.3.8. Fractures.....	69
2.3.3.9. Position de la tige.....	71
2.4. Discussion	71
2.4.1. Analyse pré-opératoire.....	71
2.4.2. Analyse post-opératoire immédiate	74
2.4.3. Analyse post-opératoire au dernier recul	78
2.4.3.1. Ostéointégration.....	79
2.4.3.2. Indice cortical.....	81
2.4.3.3. Canal Fill Ratio	84
2.4.3.4. Canal Bone Ratio et Canal Flare Index.....	85
2.4.3.5. Complications	88
2.4.4. Limites	90
3. CONCLUSION	91
BIBLIOGRAPHIE.....	92
ANNEXES	99
Annexe 1 : Score de Engh et Massin(36).....	99
Annexe 2 : Classification de Dorr(108).....	100
Annexe 3 : Classification de Vancouver (109).....	101

TABLE DES FIGURES

Figure 1 – Classification de GARDEN(16).....	30
Figure 2 - Trabéculations osseuses dans un os normal et ostéoporotique (22).....	31
Figure 3- Prothèse totale de hanche Excia Bbraun® (32)	33
Figure 4 - Incision du fascia lata (34).....	36
Figure 5 - Création de la valve musculaire par incision du vaste externe et du moyen fessier (34).....	37
Figure 6 - Incision de la capsule (34).....	37
Figure 7 - Press-fit avec tige quadrangulaire (a) Press-fit avec ailettes longitudinales (b)(45)41	
Figure 8 – Source (48)	42
Figure 9 - Interface os-implant à différentes échelles(49).....	42
Figure 15 - $CFI = A/E$; $CBR = E/F$	49
Figure 14 - Indice cortical : $(cm+cl)/D$ sur les 3 niveaux A,B,C.....	49
Figure 12 - $CFRa = a'/a$ - $CFRb = b'/b$ - $CFRc = c'/c$ - $CFRd = d'/d$ (70).....	50
Figure 13 - Score O-SS(72)	52
Figure 14 : Répartition des types de fracture selon la classification de Garden	54
Figure 15- Ostéosynthèse par cerclage d'une fracture peropératoire du grand trochanter.....	56
Figure 16 - Ostéosynthèse par cerclage d'une fracture peropératoire du calcar	56
Figure 17 : Répartition des tiges posées selon la taille	57
Figure 18 : Répartition des tiges suspendues selon la taille.....	57
Figure 19 : Tige descellée avec liseré péri-prothétique	59
Figure 20 : Ponts osseux en regard de la queue de la tige	60

Figure 21 : Piédestal stable	60
Figure 22 : Calcar post-opératoire immédiat	61
Figure 23 : Calcar atrophié au dernier recul, chez le même patient	62
Figure 24 - Ossifications hétérotopiques de type I selon Brooker	69
Figure 25 - Fracture péri-prothétique Vancouver B1	70
Figure 26 - Ostéosynthèse par plaque à crochet Cable-Ready®	70
Figure 27 - Modification de la mesure A en fonction de la rotation du fémur (position en rotation externe en pointillés)	73
Figure 28 - Répartition des tiges chez les patients avec fracture per opératoire.....	75

TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Score de Parker (16).....	35
Tableau 2 : Indice cortical selon le sexe	55
Tableau 3 : CFR selon le sexe.....	58
Tableau 4 : CFR selon la taille de tige.....	58
Tableau 5 : Gain d'indice cortical.....	63
Tableau 6 : Gain cortical dans les 2 sexes	63
Tableau 7 : Différence de gain cortical entre les sexes.....	63
Tableau 8 : Différence de gain cortical en fonction du temps de suivi.....	64
Tableau 9 : Différence de gain cortical selon la taille des tiges.....	64
Tableau 10 : Modification du CBR selon la taille des tiges	65
Tableau 11 : Modification du CFI selon les tiges	66
Tableau 12 : Modification du CFI selon la durée de suivi.....	66
Tableau 13 : Modification du CFR au dernier recul.....	67
Tableau 14 : CFR au dernier recul selon le sexe	67
Tableau 15 : CFR au dernier recul selon les tiges	67
Tableau 16 : CFR au dernier recul selon la durée de suivi	68
Tableau 17 : Augmentation du CFR selon la taille des tiges.....	68
Tableau 18 : Augmentation du CFR selon la durée de suivi	68
Tableau 19 : Indice cortical en fonction du CBR	73
Tableau 20 : Indice cortical selon la survenue de fracture per opératoire	74

Tableau 21 : CFR selon la survenue de fracture per opératoire.....	76
Tableau 22 : CFR en fonction de la suspension de la tige	76
Tableau 23 : Indice cortical selon la suspension de la tige	77
Tableau 24 : CFR selon la position frontale de la tige.....	78
Tableau 25 : CFR selon l'ostéointégration	80
Tableau 26 : Indice cortical selon l'ostéointégration	80
Tableau 27 : Gain cortical selon le CFR.....	82
Tableau 28 : Gain cortical selon la suspension de la tige	82
Tableau 29 : Gain cortical selon la survenue de fracture per opératoire	83
Tableau 30 : Gain cortical selon la position frontale des tiges	83
Tableau 31 : Augmentation du CFR selon la suspension de la tige.....	84
Tableau 32 : CFR selon la suspension de la tige	85
Tableau 33 : Baisse du CBR selon le CFR	85
Tableau 34 : Augmentation du CFI selon la taille des tiges et la durée de suivi.....	86
Tableau 35 : Augmentation du CFI selon le CFR.....	87
Tableau 36 : Mesure des différences indices selon la survenue de fracture péri-prothétique .	89
Tableau 37 : CFR selon la survenue de fracture péri-prothétique	89

LISTE DES ABRÉVIATIONS

CBR : Canal Bone Ratio

CFI : Canal Flare Index

CFR : Canal Fill ratio

DREES : direction de la Recherche, des Études, de l'Évaluation et des Statistiques

EPHAD : établissements d'hébergement pour personnes âgées dépendantes

INSERM : institut national de la santé et de la recherche médicale

OMS : organisation mondiale de la santé

PIH : prothèse intermédiaire de hanche

PTH : prothèse totale de hanche

1. INTRODUCTION

Les fractures du col fémoral représentent un enjeu de santé publique d'une part par leur fréquence, leurs conséquences cliniques d'autre part par leur coût économique.

Minne et al (1) ont ainsi évalué l'incidence des fractures du col fémoral chez les plus de 65 ans à 966 pour 100 000 habitants en 2001.

Dans une revue de la littérature comportant 36 451 cas, Baudoin et al(2) retrouvaient une incidence maximale chez les plus de 80 ans avec 281 fractures du col pour 100 000 habitants dans cette catégorie de population.

En France, les fractures du col fémoral représentent 65 000 fractures (3) par an.

Les femmes sont le plus touchées par les fractures du col fémoral. Le sexe ratio après 80 ans établi par Baudoin et al (2) est de 1,9 femmes pour 1 homme. Cette différence entre les 2 sexes peut s'expliquer par le fait qu'avec le vieillissement les femmes ont une plus grande tendance à chuter (4), probablement de par la plus grande incidence de l'hypotension orthostatique et des troubles de l'équilibre chez le sexe féminin.

De plus, l'ostéoporose est extrêmement fréquente chez les femmes de plus de 80 ans. L'INSERM(5) évalue ainsi à 70% l'incidence de l'ostéoporose chez les femmes après 80 ans.

Contrairement aux fractures du col fémoral chez le sujet jeune qui sont dues à des mécanismes à haute énergie comme les AVP (accidents de la voie publique), au-delà de 80 ans, une chute de sa hauteur suffit à procurer une énergie suffisante pour fracturer le col fémoral dans un contexte d'os fragile ou ostéoporotique. Melton et Cummings (6) ont établi un ratio de sévérité du traumatisme de modéré à sévère pour différentes fractures. Le ratio de la fracture du col fémoral est de 7 traumatismes modérés pour 1 sévère corroborant ainsi la fragilité du col fémoral aux traumatismes de basse énergie.

La fréquence de cette pathologie est responsable d'un lourd tribut pour la santé publique et l'Assurance maladie. En effet, les patients touchés sont des personnes âgées qui sont soit déjà dépendantes ou alors vivant à domicile au seuil de la dépendance. La survenue d'une fracture du col nécessite une institutionnalisation systématique à la fois pour la prise en charge de la fracture mais également pour la rééducation post-opératoire avec un séjour en soins de suite et réadaptation voire directement une institutionnalisation en EPHAD.

Le rapport de la DREES (7) de 2009 établissait ainsi à 79 200 le nombre de séjours induits par les fractures de l'extrémité supérieure du fémur, nombre probablement sous-estimé car n'incluant pas les fractures survenant en milieu hospitalier.

La DREES estimait le coût pour l'Assurance maladie à 475 millions d'euros en se basant sur les tarifs des séjours et des honoraires remboursés aux chirurgiens et médecins anesthésistes libéraux, chiffre ainsi également probablement sous-estimé car ne prenant pas en compte le surcoût induit par certains modèles de prothèses, ainsi que par les soins de réadaptation et le coût médico-social engendré.

Du fait du vieillissement de la population, on peut prévoir que les fractures de l'extrémité proximale du fémur (incluant fractures du col fémoral et fractures per trochantériennes) doubleront(8) d'ici 2050 avec 6,3 millions de fractures dans le monde

entier. Il apparaît ainsi indispensable d'assurer le traitement optimal de ces fractures pour en réduire l'impact médico-économique. La prévention est également au cœur de ce problème de santé publique, avec d'une part la prise en charge accrue de l'ostéoporose et d'autre part la rééducation à la marche du sujet âgé.

La littérature concernant la mortalité à 1 an des fractures du col fémoral est variée et retrouve des chiffres variant de 13% pour Kenzora(9) à 15% pour Sexson(10). Certaines séries retrouvent cependant une mortalité bien supérieure pour Schürch (11) avec une mortalité de 23,8% sur 404 patients. Cette mortalité semble précoce d'après Balen et al(12) qui retrouvaient un taux de mortalité de 20% à 4 mois. Cela laisse supposer qu'une fois passé le cap de la réadaptation, la plupart des patients retrouveraient un risque de mortalité comparable à l'état préopératoire. Au contraire la difficulté à la reprise de la marche est responsable d'une grabatisation et de complications de décubitus à type thromboembolique, pneumopathies d'inhalation.

Balen et al(12) montrent également que chez les patients survivants :

- 57% retrouvaient leur institution ou logement occupé en préopératoire
- 43% retrouvaient leur niveau de marche préopératoire
- 17% retrouvaient leur niveau d'activité avant la fracture

Cependant, ces dernières années, le pronostic de ces fractures s'améliore grâce en particulier à l'utilisation de l'hémi arthroplastie qui représente un bon compromis entre le risque chirurgical et la récupération fonctionnelle permise par ces prothèses à cupule mobile.

Ainsi Lim et al(13) retrouvaient un taux de mortalité limité à 11% pour les fractures du col opérées par hémi-arthroplastie.

En Allemagne, avec l'augmentation de l'utilisation des hémiarthroplasties de hanche, le taux de mortalité standardisé (TMS) c'est-à-dire le taux de mortalité des patients victimes d'une fracture du col fémur, ajusté en fonction d'une distribution standard par âge a baissé de 3,52 avant 1995 à 1,2 après 2006(14).

Des progrès sont ainsi réalisés dans la prise en charge de ces patients tant médicale, chirurgicale qu'anesthésique.

Du point de vue médical, les dernières années ont vu se développer une prise en charge pluridisciplinaire renforcée entre les équipes chirurgicales et gériatriques. Le service de Chirurgie Orthopédique Traumatologique et Arthroscopique de l'hôpital Central à Nancy a ainsi mis en place avec le service de Gériatrie une équipe mobile de liaison qui évalue systématiquement les patients de 80 ans et plus, victimes de fractures du col fémoral. Un médecin gériatre évalue l'état clinique du patient à l'entrée, mettant en évidence les principaux risques de décompensation, les traitements pouvant entraîner des complications dans un contexte post-chirurgical ainsi que les soins de nursing auxquels être particulièrement attentifs. En cas de dégradation clinique post-opératoire, un transfert en service de gériatrie est facilité.

L'ensemble de ces mesures assure un suivi renforcé en pré et post-opératoire de ces patients dont les décompensations peuvent être brutales et les syndromes de glissement fréquents.

Du point de vue anesthésique, les équipes mettent l'accent sur une meilleure préparation à la chirurgie qui peut passer par une consultation cardiologique plus systématique. L'économie peropératoire en opioïdes et curares limitent également la dégradation cognitive induite par l'anesthésie générale. Le recours à la rachianesthésie s'est également développé et permet de limiter les risques anesthésiques.

Il reste cependant des points de désaccord dans le traitement chirurgical de ces fractures.

Le principal point de discordance reste le type de fixation de la tige fémorale et nous rappellerons dans les parties suivantes les principes, avantages et inconvénients de chaque technique.

Des améliorations sont encore possibles dans la prise en charge de ce problème de santé publique qui est amené à grandir avec le vieillissement de la population.

1.1. Fractures du col du fémur

Les patients ayant une fracture du col fémoral présentent l'attitude classique des traumatisés de l'extrémité supérieure du fémur : raccourcissement, adduction, rotation externe. Il existe un clinostatisme c'est dire l'impossibilité de décoller le talon du lit. L'impotence fonctionnelle est moindre en cas de fracture engrenée non déplacée. La radiographie de bassin de face et de hanche face/profil confirmera le diagnostic.

1.1.1. Classification

Les classifications des fractures du col fémoral visent principalement à définir le risque d'ostéonécrose secondaire de la tête fémorale. Ce risque guidera le choix du traitement.

Il s'agit de classifications radiologiques.

Garden a décrit en 1961(15) la classification la plus utilisée dans la littérature internationale à l'aide de radiographies de bassin de face.

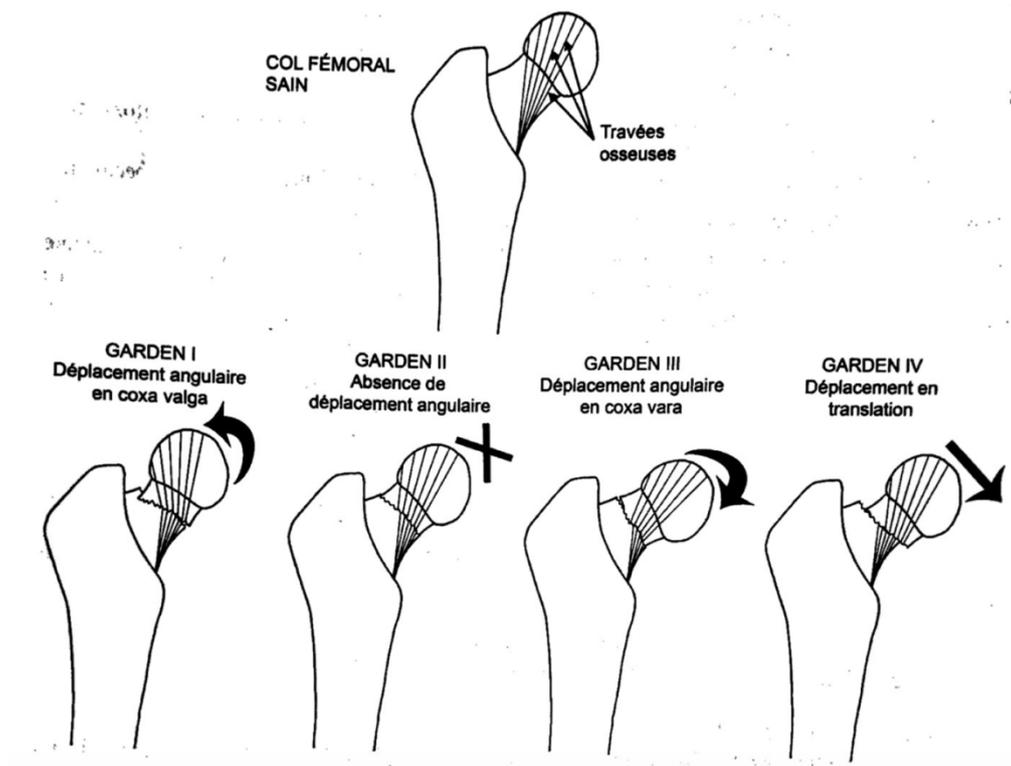


Figure 1 – Classification de GARDEN(16)

Cette classification permet de prédire le risque de nécrose secondaire de la tête fémorale (17) :

- Garden 1 : le risque de nécrose est considéré comme faible.
- Garden 2 : le risque de nécrose est d'environ 20%.
- Garden 3 : le risque de nécrose est d'environ 50%.
- Garden 4 : le risque de nécrose est d'environ 70%.

De nombreuses autres classifications existent comme la classification de Pauwels ou les sous-groupes de la classification AO. Cependant, selon Gaspar et al (18), leur intérêt clinique reste réservé par rapport à la classification de Garden qui est utilisée tous les jours au sein des services de traumatologie pour déterminer le traitement chirurgical des fractures du col.

1.1.2. Facteurs de risque

Wooton et al (19) ont établi que les principaux facteurs de risque de fracture du col fémoral chez les sujets âgés étaient :

- L'âge.
- Le sexe : les femmes avaient 2 fois plus de risque que les hommes.
- L'ostéoporose.
- Le déficit mental qui augmente le risque de chutes.
- L'instabilité posturale qui majore également le risque de chutes.

- La baisse d'acuité visuelle, responsable de chutes.
- Le faible indice corporel, qui traduit la baisse de masse musculaire et donc la plus faible densité osseuse.
- La baisse des protéines plasmatiques qui traduit une dénutrition, impliquant la baisse de masse maigre et donc de densité osseuse.

Parmi ces facteurs de risque, l'ostéoporose est particulièrement corrélée avec le risque de fractures de l'extrémité inférieure du radius, vertébrales et de l'extrémité supérieure du fémur.

Selon l'OMS (20), elle se définit comme une maladie généralisée du squelette, caractérisée par une densité osseuse basse et des altérations de la microarchitecture osseuse, responsables d'une fragilité osseuse exagérée et donc d'un risque élevé de fracture.

Guerado et al (21) ont ainsi montré que la porosité de l'os au niveau du col fémoral augmentait dans le sens radiaire et non dans l'axe du col fémoral. On comprend ainsi le sens des fractures du col fémoral qui est toujours transversal et non longitudinal à l'axe du col.

La densité minérale osseuse était également diminuée en distal, expliquant ainsi le niveau bas sur le col des traits fracturaires.

Ils montraient de plus que l'extrémité proximale du fémur présentait une élasticité osseuse plus faible avec une rigidité plus importante, expliquant que le point de rupture se situe au niveau du col fémoral.

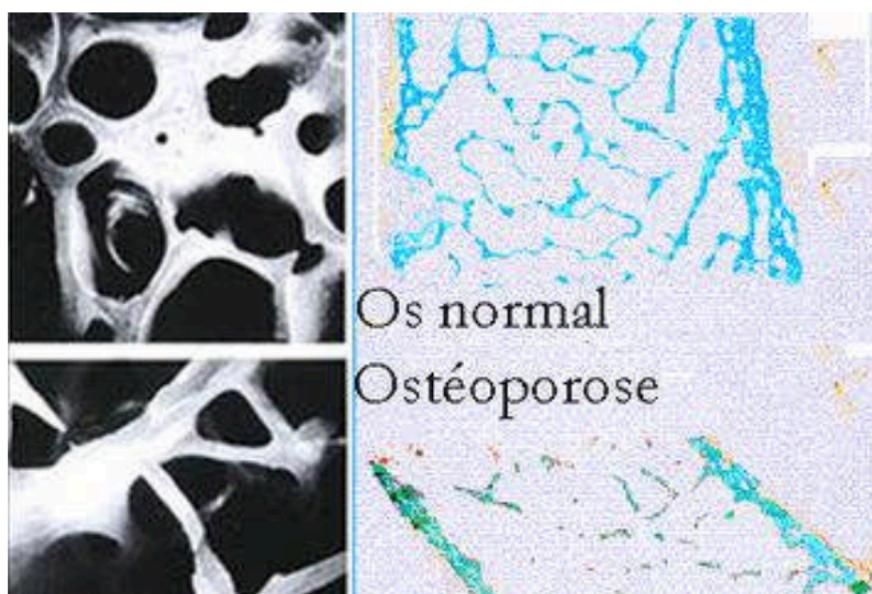


Figure 2 - Trabéculations osseuses dans un os normal et ostéoporotique (22)

1.1.3. Traitement

1.1.3.1. Orthopédique

Les fractures du col fémoral concernent des patients fragiles dont la perte de la marche peut mener à un syndrome de glissement parfois dramatique. Les complications de décubitus et les décompensations qu'elles entraînent chez des patients aux nombreuses comorbidités peuvent entraîner le décès rapidement. C'est tout l'enjeu du traitement de ces fractures et ce qui explique que le traitement privilégié chez les plus de 80 ans sera celui qui redonnera une autonomie la plus rapide possible.

Le traitement conservateur appelé historiquement méthode de Lucas-Championnière ne peut s'envisager que chez le patient grabataire ou handicapé moteur, qui ne marchait déjà plus en préopératoire. Ce traitement s'impose également en cas de contre-indication anesthésique à l'anesthésie générale ou rachianesthésie, interdisant ainsi tout geste chirurgical. Une mise en traction antalgique est alors possible jusqu'à ce que les transferts ne soient plus douloureux.

Amsellem et al (23) ont également tenté un appui fonctionnel avec appui protégé par déambulateur chez les plus de 65 ans et retrouvaient 30% de déplacement secondaire des fractures du col fémoral Garden 1 à 16 jours. Ce taux atteignait 75% chez les patients déments.

Bel et al (24) ont proposé un traitement fonctionnel avec repos initial puis déambulation sans appui. 65% des fractures du col fémoral, tous stades Garden confondus, présentaient un déplacement secondaire dans les 40 premiers jours.

Raaymakers et al (25) ont également montré que l'âge > 70 ans est le principal risque de déplacement secondaire.

Ainsi même les fractures du col fémoral Garden 1, considérées comme engrenées et donc stables sont à gros risque de déplacement, d'autant plus que les troubles cognitifs sont fréquents chez les plus de 80 ans.

L'ensemble de cette littérature démontre que le traitement fonctionnel ou orthopédique n'est pas adapté au patient capable de marche, d'autant plus au-delà de 80 ans.

Le traitement fonctionnel peut être responsable de résultat médiocre mais également d'une perte de survie.

Ishimaru et al (26) retrouvaient ainsi 55% de survie à 1 an dans le groupe non opéré pour les fractures de l'extrémité supérieure du fémur vs 87% pour le groupe opéré.

L'échec du traitement conservateur trouve sa cause anatomique dans le fait que le col du fémur ne dispose pas de périoste car il est intracapsulaire. La formation de cal osseux est ainsi limitée et permet peu le traitement non chirurgical.

1.1.3.2. Ostéosynthèse

L'ostéosynthèse sera toujours tentée chez le sujet jeune peu importe le déplacement fracturaire et devra se faire idéalement dans les 6 heures post-opératoires pour limiter au maximum le risque d'ostéonécrose secondaire. Chez le sujet âgé, l'ostéosynthèse concernera les fractures peu déplacées (Garden 1 et 2) qui permettront de tenter une solution conservatrice.

Rogmark et al (27) à travers une méta-analyse de 14 études et 2289 patients entre 65 ans et 80 ans retrouvaient plus de complications et de réinterventions avec l'ostéosynthèse par rapport à l'arthroplastie. La douleur et la fonction de la hanche étaient également dégradées.

Byung-Woo Min et al (28) retrouvaient 25% d'ostéonécrose secondaire de la tête fémorale après ostéosynthèse sur un suivi moyen de 5 ans.

La méta-analyse de Bhandari et al (29) retrouvait un risque de révision chirurgicale réduit de 77% pour l'arthroplastie comparativement à l'ostéosynthèse.

Ainsi, chez une population fragile où l'on vise le retour à l'autonomie, la reprise de la marche et le plus faible risque de réintervention compte tenu des risques anesthésiques, l'arthroplastie de hanche apparait clairement comme la solution chirurgicale idéale.

1.1.3.3. Arthroplastie

L'arthroplastie de hanche consiste à remplacer l'articulation native par du matériel prothétique.

2 types de prothèses sont utilisés dans notre service pour les fractures du col fémoral.

- La prothèse totale de hanche (PTH)

Celle-ci est formée de 3 parties.

Le cotyle est composé d'une cupule métallique qui va être impactée ou cimentée dans l'os après préparation de l'os natif par des fraises. Dans cette cupule repose un insert, en polyéthylène ou céramique en cas de prothèse simple mobilité, ou l'absence d'insert en cas de double mobilité.

La tige fémorale est insérée dans le fémur après préparation de celui-ci par des râpes. On peut également l'impacter selon le concept du press fit ou la cimenter.

Enfin la tête fémorale surmonte le cône morse du col de la prothèse. En cas d'implant double mobilité, cette tête peut également être recouverte d'un insert en polyéthylène qui viendra se mouvoir dans la cupule du cotyle.



Figure 3- Prothèse totale de hanche Excia Bbraun® (32)

- La prothèse intermédiaire de hanche (PIH)

Elle est semblable sur le plan de la préparation fémorale et de l'implant fémoral. Elle diffère cependant par le fait que le cotyle ne reçoit pas de pièce prothétique.

La tête diffère car elle renferme 2 degrés de mobilité, se rapprochant du concept de double mobilité à ceci près que la cupule en métal qui recouvre la tête fémorale n'est pas fixée comme les implants cotyloïdiens à l'os. Une pièce en polyéthylène s'insère entre la tête et la cupule blindée, également capable de mobilité.



Figure 4- Tige fémorale recouverte d'hydroxyapatite Pharo FH ORTHO® (33)



Figure 5 - Cupule blindée FH ORTHO® (33)

Le choix entre arthroplastie totale et arthroplastie intermédiaire de hanche se fait en fonction de l'autonomie du patient, de l'âge et des facteurs de risque d'instabilité.

La méta-analyse de He J-H et al (31) a montré que la PTH demande en effet un temps chirurgical plus important, ainsi qu'un risque de saignement plus conséquent compte tenu du fraisage du cotyle sans oublier les risques inhérents à cette technique (fracture, embolie graisseuse). Cependant, sur le long terme, la PTH reste moins douloureuse et assure une meilleure fonction que la PIH. Ceci peut s'expliquer par le risque de cotyloïdite induite par le frottement de la cupule blindée sur le cartilage du cotyle.

Le risque d'infection était similaire.

Une autre méta-analyse de Feng Wang et al (32) montre également une plus grande stabilité de la PIH par rapport à la PTH. Ce paramètre est tout particulièrement important chez des patients avec des troubles cognitifs qui ne sont pas accessibles à une éducation thérapeutique vis-à-vis des gestes et positions luxants.

Cette méta-analyse montre aussi qu'après 1 an il n'y a pas de différence significative dans la cotyloïdite mais qu'après 5 ans il y a 15 fois plus d'érosion acétabulaire avec une arthroplastie intermédiaire par rapport à une arthroplastie totale.

Compte-tenu de l'espérance de vie réduite des patients de plus de 80 ans victimes de fracture du col fémoral, la PIH est une solution chirurgicale adaptée afin de réduire au maximum le risque chirurgical en assurant fonction et stabilité.

En dessous de 80 ans, le score de Parker (33) peut aider au choix entre PTH et PIH.

Tableau 1 : Score de Parker (16)

SCORE DE PARKER	Oui, sans difficulté et sans aide	Oui, avec une aide technique (cane, déambulateur)	Oui, avec l'aide d'une personne	Non
Le patient marche-t-il à son domicile ?	3	2	1	0
Le patient marche-t-il à l'extérieur de son domicile ?	3	2	1	0
Le patient fait-il ses courses ?	3	2	1	0

Un score >6 définira un patient autonome chez qui pourra se justifier une arthroplastie totale de hanche.

1.1.4. Technique opératoire

Notre service utilise la voie d'abord de Hardinge. Cette voie d'abord permet une exposition rapide, avec une vision aisée du cotyle et du fémur. Elle permet également le management de fractures per opératoires du fémur, qu'il faut avoir à l'esprit lors d'interventions sur un os ostéoporotique et qui est plus difficile sur des voies d'abord plus antérieures.

Elle a également l'avantage d'être peu à risque de luxations comme peut l'être la voie postérieure de hanche.

Elle garde le défaut de traverser les muscles fessiers, et un abord trop extensif peut être responsable d'une lésion du nerf glutéal supérieur responsable d'une boiterie post-opératoire immédiate plus longue. Ce désavantage est à mettre en perspective avec la demande fonctionnelle parfois limitée de ces patients.

L'incision cutanée sera centrée sur le grand trochanter, dans l'axe de la diaphyse fémorale.

La graisse sous cutanée sera ensuite dicisée jusqu'à exposition du fascia lata.

Celui-ci sera ouvert largement au ciseau de Mayo dans l'axe du grand trochanter pour exposer la bourse séreuse trochantérienne et l'exciser.

Le muscle vaste externe et moyen fessier sont alors incisés dans leur axe puis décollés progressivement en rotation externe pour exposer progressivement la capsule de l'articulation recouverte par le tendon du petit fessier.

Celui-ci sera sectionné ainsi que la capsule, qui pourra éventuellement être excisée. Après vidange de l'hématome, et exposition du moignon de col, la coupe fémorale sera réalisée à la scie oscillante sur la ligne intertrochantérienne.

La tête fémorale peut alors être retirée. Un nettoyage du reste de ligament rond et une hémostase soigneuse sera assurée.

Lors du temps fémoral, la préparation du fut fémoral est effectuée à l'aide de râpes de taille croissante. Lorsque la râpe adéquate est calée, l'implant définitif est mis en place par press fit ou cimentation selon le choix du chirurgien.

On réalise ensuite des essais avec des têtes de col différents, jusqu'à assurer une bonne stabilité à l'articulation.

Après mise en place de la tête définitive, un lavage abondant est effectué et la fermeture est effectuée plan par plan, avec une attention particulière à la réinsertion transosseuse de la valve musculaire.

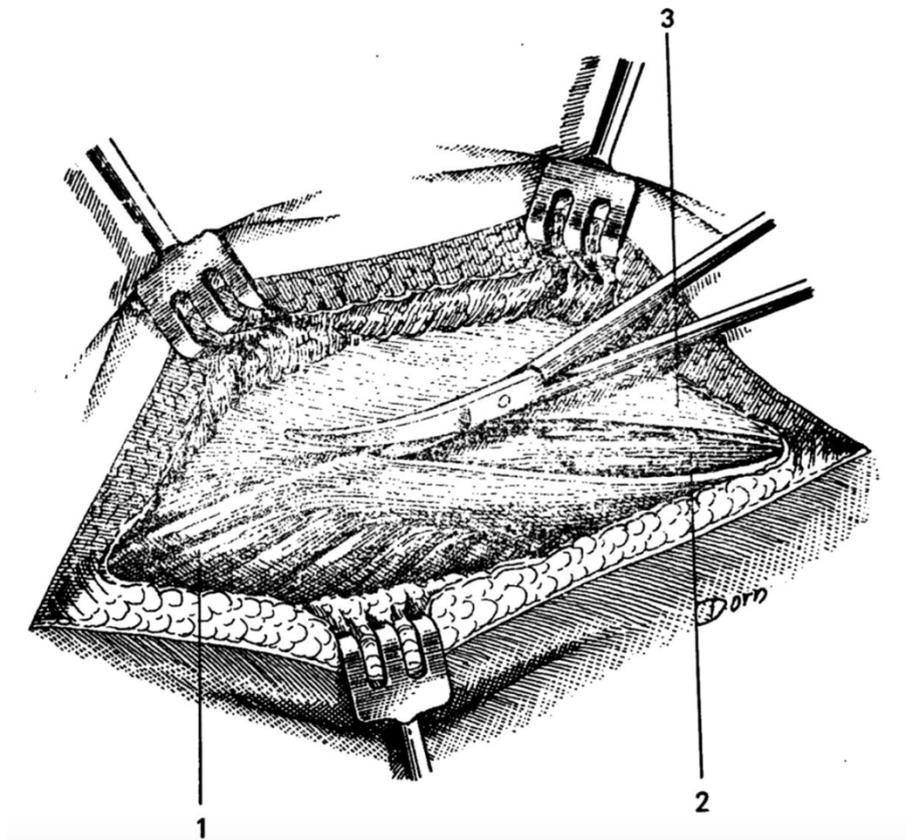


Figure 6 - Incision du fascia lata (34)

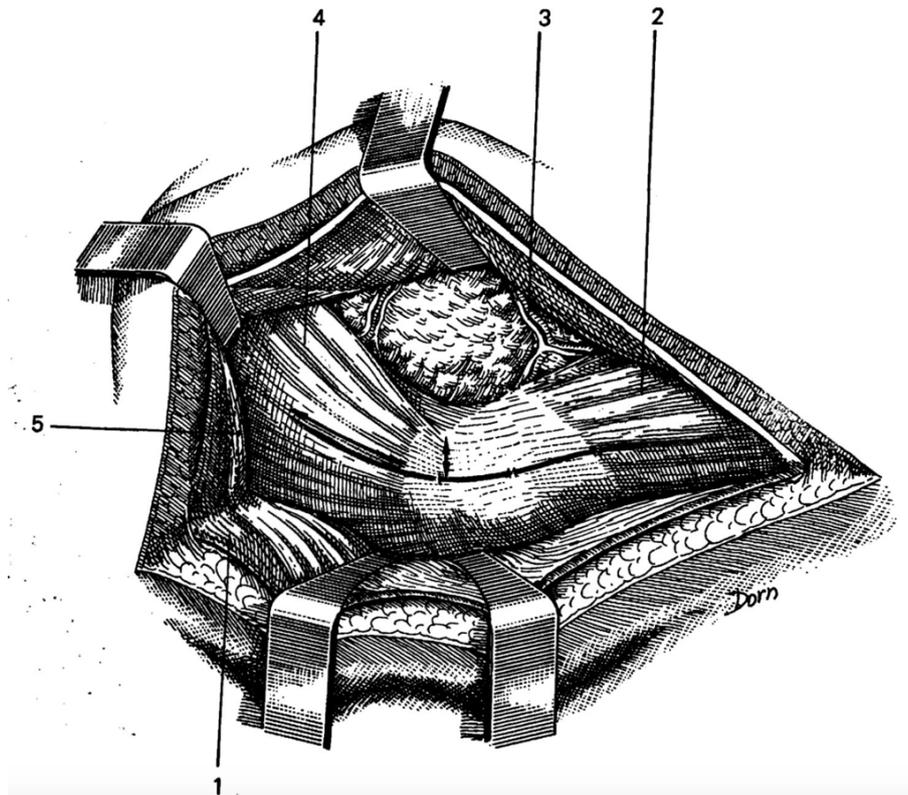


Figure 7 - Création de la valve musculaire par incision du vaste externe et du moyen fessier (34)

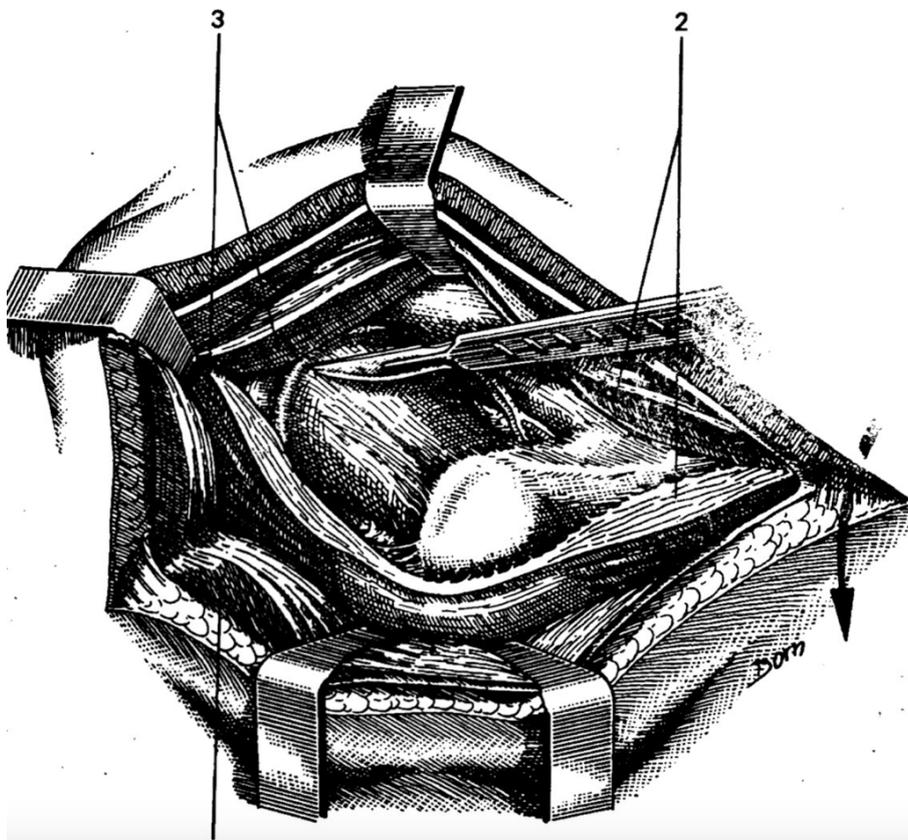


Figure 8 - Incision de la capsule (34)

1.1.5. Complications

Les complications spécifiques d'une arthroplastie intermédiaire de hanche comprennent tout d'abord le risque de luxation qui reste présent, bien que moins important que pour les arthroplasties totales de hanche.

Une méta-analyse de G L Lu-Yao et al (35) montre un taux de luxation de 2 à 3%, selon la voie d'abord utilisée, la voie postérieure de hanche étant plus à risque de luxation.

L'ostéoporose souvent associée à ces patients expose au risque de fracture péri-prothétique peropératoire ou suite à une nouvelle chute.

Le travail de Belleville et al (36) retrouvait un taux de fracture de 4,6% à 1 an.

Le risque d'infection est également présent, bien que réduit par les durées opératoires limitées permises par l'arthroplastie intermédiaire de hanche. Belleville et al (36) retrouvaient ainsi 0,5% de sepsis dans leur série.

Cette chirurgie expose également au risque d'hématome sur le site opératoire pouvant secondairement se surinfecter, en particulier chez les patients souvent sous anticoagulants pour des affections cardiaques.

Le 2^e versant des complications correspond aux complications de décubitus, induites par l'alitement qui était autrefois prolongé.

Ainsi le nursing post-opératoire est fondamental pour éviter les escarres cutanées, avec également une attention particulière à la renutrition de patients éventuellement grabataires dénutris. Ces escarres peuvent en effet être une porte d'entrée infectieuse qui peut surinfecter une prothèse.

Les complications thromboemboliques doivent être prévenues par une anticoagulation systématique. La thrombose veineuse profonde peut en effet mener à une embolie pulmonaire à risque élevé de décès dans une population fragile.

Enfin à long terme, comme nous l'avons vu précédemment, dans de rares cas, la cotyloïdite chez un patient en bon état général et qui s'avérera très gêné peut mener à réaliser une totalisation de l'arthroplastie.

Chez les sujets de plus de 80 ans, il se dégage ainsi un consensus sur l'arthroplastie intermédiaire de hanche. La controverse réside cependant dans le choix de fixation de l'implant fémoral.

1.2. Ciment ou press-fit

1.2.1. Concept du ciment

Historiquement, l'histoire de la prothèse fémorale commence par des tiges non cimentées.

Moore est le premier à présenter en 1950 une méthode de fixation à l'époque révolutionnaire : une tige ancrée dans le canal médullaire du fémur. Cependant, les descellements sont précoces et Charnley en Angleterre réfléchit à un moyen de fixation de la prothèse dans l'os qui assurera une survie à plus long terme.

S'inspirant de l'acrylique auto-durci utilisé par les dentistes, celui-ci décide de fixer à partir de 1959 les prothèses de Moore par du polyméthacrylate de méthyle. C'est le début des prothèses cimentées. La survie des implants va être grandement améliorée par cette technique révolutionnaire et d'autres grands noms comme McKee et Stanmore suivront bientôt l'initiative de Charnley.

La technique de cimentation évoluera également. Historiquement, celle-ci se faisait au doigt (finger packing) puis une véritable séquence de cimentation et une instrumentation apparaît vers la fin des années 1970 avec un lavage puis un assèchement du fut fémoral, ainsi que l'utilisation de bouchon distal et de seringue à ciment(37) (38).



Une des limites de la cimentation est en effet le caractère peu reproductible de cette technique entre différents opérateurs. En effet outre les conditions extérieures comme la température qui influencent la qualité du ciment au moment de sa mise en place, de nombreux autres facteurs rentrent en ligne de compte et peuvent jouer un rôle prépondérant dans la survie de l'implant. Ainsi la présence de sang dans le ciment peut faire grandement varier sa résistance selon Holm (39), avec une diminution d'élasticité de 21% lors de l'ajout de 3 ml de sang dans une dose de ciment.

De même l'épaisseur du manteau peut également jouer sur la survie de l'implant. Selon les auteurs, celui-ci doit mesurer entre 3 et 6 mm (40). Pour Ebramzadeh, et al (41) une épaisseur de 2 à 5 mm est optimale.

Le timing d'implantation de la tige dans le ciment est capital. Keller et al (42) recommandent une implantation entre la 2^e et 3^e minute de polymérisation, à une température qui reste constante entre les interventions.

L'ensemble de ces paramètres explique ainsi qu'il existe une grande variabilité entre 2 cimentations, affectant le résultat de l'arthroplastie. La prothèse non cimentée qui s'affranchit de ces nombreuses conditions a alors commencé à regagner en intérêt pour standardiser les résultats entre patients.

Après une quinzaine d'années de recul sur le travail de Charnley qui montrait une amélioration spectaculaire, apparaissent des ostéolyses autour des tiges fémorales cimentées que certains appelleront « maladie du ciment » (43).

Que la cause de cette ostéolyse soit les couples metal-métal/polyéthylène-métal très utilisés à l'époque ou le fait du ciment, cela va en tout cas accélérer les études pour des tiges non cimentées et lancer une nouvelle course à l'innovation sur les revêtements des tiges fémorales.

Judet incarnera en France ce renouveau du non-cimenté.

1.2.2. Concept du press-fit

La cimentation systématique s'intègre bien dans un monde orthopédique débutant, où les patients opérés sont grabataires, ont peu de demande fonctionnelle et où la fracture du col présente un risque de mortalité très important.

Cependant, avec l'évolution des loisirs sportifs, l'obésité qui progresse, l'âge des patients qui diminue, le concept de cimentation systématique se heurte à un changement de dogme dû à la confrontation à un os encore richement vascularisé, à même de coloniser une prothèse.

Le concept de tige non cimentée devait ainsi répondre à 2 problématiques : comment assurer une stabilité primaire de l'implant lors de la chirurgie ? Puis quel revêtement pour la prothèse pour assurer une stabilité secondaire durable dans le temps ?

A la première question est venu répondre le concept de press-fit.

Celui-ci peut se définir comme le moyen d'assurer la stabilité primaire d'un implant sans ciment en assurant au niveau de l'interface os-implant une pression supérieure aux contraintes déstabilisantes.

On comprend ainsi d'emblée la nécessité d'une tige qui soit assez remplissante dans le fut fémoral pour générer cette pression.

Morscher (44) a défini 2 conditions sine qua non au press fit : assurer un contact os-implant sous forme d'une surface et obtenir un calage rigoureux de la prothèse.

La forme de la tige recommandée à cet effet par Le Béguet et al (45) est une tige droite. Une tige courbe aura en effet tendance à produire un appui de type ponctuel sur les corticales du fémur. De même il convient selon Le Béguet de donner à un fémur courbe une forme droite en cas d'utilisation d'une tige droite, par le biais d'ostéotomies pour éviter un appui en 3 points qui entrainerait une mauvaise répartition des forces déstabilisantes.

Ces forces déstabilisantes comprennent les contraintes d'enfoncement et de rotation.

Pour assurer un bon calage, Le Béguet (45) recommande une tige conique qui sera la plus à même de neutraliser les contraintes d'enfoncement en créant une force horizontale en compression.

Des râpes permettent de préparer le fut fémoral en donnant l'empreinte de la prothèse définitive à l'os. Celles-ci permettent également de juger le calage de la future tige fémorale en testant la stabilité de la râpe.

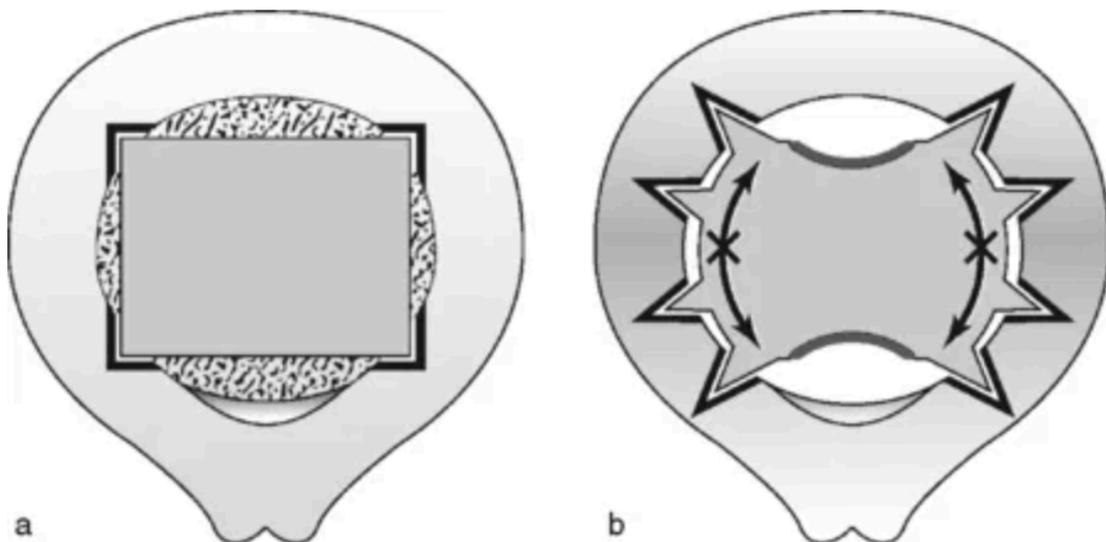


Figure 9 - Press-fit avec tige quadrangulaire (a) Press-fit avec ailettes longitudinales (b)(45)

Les matériaux de surface de la tige fémorale jouent également un rôle dans la stabilité primaire par la rugosité qu'ils apportent comme l'ont démontré le Cann et al (46).

Une tenue primaire de mauvaise qualité favorisera des micromouvements à l'origine de la formation d'un tissu fibreux à l'interface os-implant, ce qui constituera un obstacle à l'ostéointégration (47).

Une fois cette stabilité primaire assurée, la stabilité secondaire à long terme de l'implant se fera via l'ostéointégration.

On distingue en effet 2 mécanismes de régénération osseuse au contact de la prothèse :

- Le « on-growth osseointegration » qui dépend de la rugosité de surface de la tige fémorale : l'os se développe à la surface du revêtement de la prothèse.
- Le « ingrowth osseointegration » : ce mécanisme concerne les prothèses qui ont un revêtement poreux. L'os va pénétrer dans les trabéculations du revêtement et y assurer la régénération osseuse.

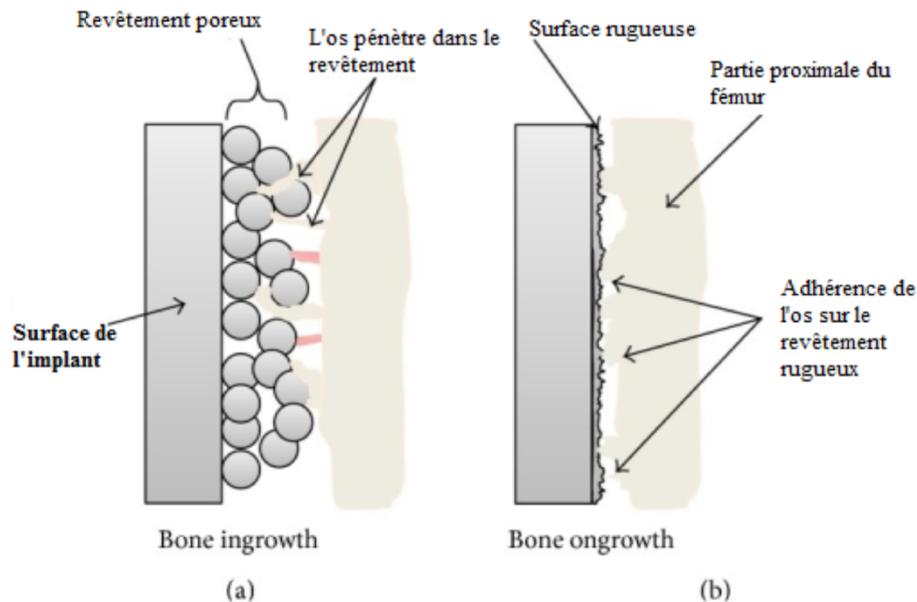


Figure 3: Stabilité secondaire [7]

- Bone ingrowth : l'os pénètre dans le revêtement
- Bone ongrowth : Adhérence de l'os sur le revêtement rugueux

Figure 10 – Source (48)

Ces différents mécanismes constituent l'ostéoconduction osseuse c'est-à-dire l'ensemble des phénomènes qui favorisent la fixation de l'os à l'implant.

Les tiges fémorales sont fabriquées avec différents métaux pour favoriser l'ostéointégration. Le titane est particulièrement intéressant car il a montré une bonne capacité à se faire réhabiter par l'os.

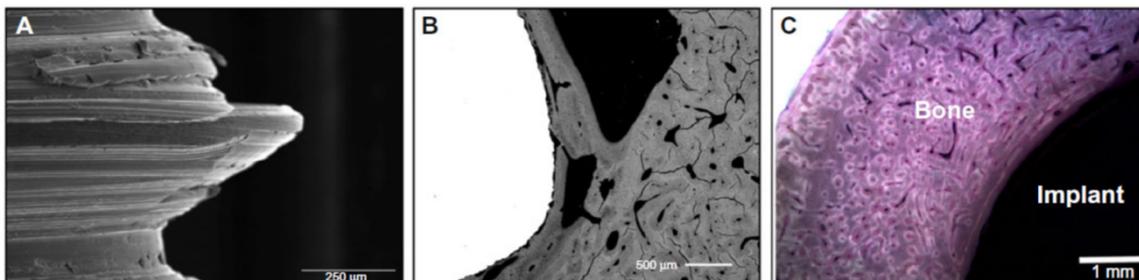


Figure 11 - Interface os-implant à différentes échelles(49)

Kiesweter et al (50) ont défini 3 caractéristiques de la surface de l'implant qui jouent dans l'ostéointégration finale de la tige : sa porosité dans le cadre de la composition de la surface d'interface, sa rugosité c'est-à-dire les aspérités de la surface et la topographie de la surface de contact entre os et tige.

Bowers et al(51) ont aussi montré en 1992 que plus la surface d'interface était rugueuse, plus des cellules osteoblast-like restaient adhérentes à cette surface.

Boyan et al (52) recommandent que l'épaisseur de rugosité soit comprise entre 4 et 7 micromètres pour correspondre à la morphologie de l'ostéoblaste.

Il existe maintenant un consensus sur le caractère rugueux avec une surface « sand-like » que doit adopter une tige non cimentée pour assurer une bonne ostéointégration.

Concernant la composition de la surface, différents revêtements existent également pour stimuler l'ostéoinduction c'est-à-dire la stimulation de l'ostéogenèse par transformation de cellules indifférenciées en ostéoblastes. On peut les distinguer en 2 grandes familles :

- Les tiges à revêtement poreux.
- Les tiges à revêtement bioactifs type hydroxyapatite.

Les revêtements poreux reposent sur le « on-growth osseointegration », que nous avons vu précédemment. L'os va venir réhabiter l'implant. L'inconvénient de ce type de revêtement est le risque de défaut osseux trop important en cas de dépose de la prothèse. Les revêtements poreux en titane sont les plus utilisés.

Les revêtements bioactifs sont désormais majoritaires. C'est le cas de la tige Pharo® qui est entièrement recouverte d'hydroxyapatite qui compose 60% de l'os naturel.

Mainard et al (53) ont défini 2 sortes de porosité au niveau de ces céramiques phosphocalciques :

- Une microporosité : celle-ci correspond aux interstices entre les cristaux de céramique, formant ainsi des pores de diamètre inférieur à 10 μm . C'est à cette échelle qu'ont lieu les phénomènes chimiques, assurant un ancrage des cellules osseuses.
- Une macroporosité qui correspond à des pores de diamètre supérieur à 100 μm . C'est l'échelle des phénomènes biologiques, où a lieu l'envahissement cellulaire et osseux, permettant ainsi l'ostéoconduction.

C'est l'action de ces phénomènes combinés qui entraîne un remplacement progressif de l'hydroxyapatite par du tissu osseux. L'hydroxyapatite va également être la cible d'ostéoclastes qui participeront à sa résorption, permettant ainsi une colonisation supplémentaire de l'os dans l'espace libéré (54).

L'ensemble de ces propriétés rend l'utilisation de tiges à revêtement d'hydroxyapatite particulièrement intéressante pour les défauts osseux importants dans les reprises chirurgicales mais également chez les personnes ostéoporotiques, en stimulant localement la redensification osseuse.

1.2.3. Cimenter ou ne pas cimenter ?

La littérature ne dégage pas pour le moment de consensus clair sur l'utilisation de tige cimentée plutôt que non cimentée.

La cimentation expose à certaines complications spécifiques qui peuvent être mortelles dans une population fragile comme celle présentant des fractures du col fémoral.

Donaldson et al (55) ont ainsi défini un « bone cement implantation syndrome » correspondant à l'apparition d'une hypoxie, une hypotension, une perte de conscience au moment de la cimentation, de l'implantation de la tige ou de la réduction. L'incidence de ce syndrome est peu connue car ces complications, lorsqu'elles ne sont pas fatales, sont peu rapportées et considérées comme des événements anecdotiques péri-opératoires. Olsen et al, dans une étude sur 1016 patients opérés d'une PIH sur fracture du col fémoral, ont montré que ce syndrome était en fait très fréquent avec 28% des patients ayant présenté au moins une désaturation.(56)

L'étude de Lafont et al (57) sur 48 patients ayant été opérés d'une PTH cimentée montrait que 2% des patients avaient présenté une hypotension et 17% une désaturation lors de la cimentation.

L'issue peut cependant être fatale non seulement pendant le geste chirurgical mais également dans les heures suivantes.

Talsnes et al (58) ont ainsi retrouvé un risque relatif de mortalité de 2,9 pour les fractures du col traitées par hémiarthroplastie cimentée dans le premier jour post-opératoire, sur 11210 patients avec un ajustement fait sur l'âge, le sexe, l'état cognitif et le score ASA.

Parvizi et al (59) ont rapporté un taux de mortalité intra-opératoire de 0,43% pour les hémiarthroplasties cimentées sur une série de 2278 patients.

L'embolie de ciment suivie du décès est donc un risque non négligeable pour des patients fragiles et il nous semble que ce risque pèse tout particulièrement quand il existe une alternative qui annihile ce risque par une modification de la technique opératoire.

Cependant il existe également des risques inhérents à la non-cimentation.

En effet la littérature retrouve une meilleure survie à 5 ans des implants cimentés par rapport aux non cimentés. Ainsi Gjertsen et al (60) montraient dans un registre de 11 116 hémiarthroplasties sur fractures du col, un taux de survie de l'implant de 97% vs 91% pour les non cimentés chez les plus de 70 ans. La première cause de révision était la fracture péri-prothétique.

Ils montraient cependant un pourcentage de décès péri-opératoire et d'arrêt cardiaque de 0,5% contre 0,04% dans le groupe non cimenté.

Tero Yli-Kyyny et al (61) en analysant le registre finnois retrouve également plus de complications à type de dépose/repose de prothèse (1,8 fois plus pour le non cimenté) et fracture péri-prothétique (2,3 fois plus) pour le groupe non cimenté.

Lo et al (62) ont montré une durée opératoire plus longue de 20 minutes ce qui implique un plus grand risque infectieux ainsi que des pertes sanguines plus importantes (160 mL) pour la fixation cimentée.

A travers ces chiffres, il est clair que le débat se situe au niveau de la balance entre proposer une technique à risque d'entraîner le décès mais en assurant une survie meilleure de l'implant, ou privilégier l'opération la moins agressive tout en acceptant un plus grand risque de réintervention future.

Ces complications ne sont pas les seules à peser dans le débat. La question de la survie à long terme de la tige se pose également.

Les débris d'usure intra articulaire peuvent en effet provoquer une ostéolyse péri-prothétique au niveau du fourreau de ciment, lorsque celui-ci présente des failles. Cette ostéolyse condamne la survie de l'implant à quelques années. Goodman et al (63) ont montré que les tiges non cimentées ostéointégrées sont imperméables à ces débris et donc possiblement plus résistantes à des descellements dont ils seraient la cause.

Les études restent très hétérogènes sur le taux de survie avec descellement aseptique. Ces différences de survie qui continuent à entretenir le débat s'expliquent probablement par le côté très opérateur-dépendant de la cimentation. Un manteau de ciment optimal préviendra l'ostéolyse par les débris mais une technique non parfaite expose probablement à des risques plus importants de descellement.

Sur 1017 PTH, Meding et al (64) retrouvaient ainsi un taux de descellement aseptique sur les tiges cimentées de 1,2% contre 0,4% pour les tiges non cimentées. La survie globale restait cependant identique.

Au contraire dans le registre suédois (65), la survie à 10 ans de la tige non cimentée était meilleure mais il existait un plus gros taux de descellement aseptique (1,5 fois plus).

L'ostéolyse responsable des descellements aseptiques des tiges cimentées rend d'autant plus le changement de prothèse difficile que la perte osseuse peut être très importante.

Sur le plan fonctionnel, le consensus n'est pas non plus établi.

Les scores fonctionnels de type Harris montrent tantôt de meilleurs scores pour la fixation cimentée. Lo et al (62) montraient ainsi un avantage pour la tige cimentée sur 451 fractures avec une cohorte de patients d'âge moyen de 74 ans tandis que Langslet et al (66) retrouvaient un score Harris plus élevé dans le non cimenté avec une moyenne d'âge de 83 ans.

Cependant la diversité des implants utilisés dans la littérature rend difficile la comparaison.

La population concernée est de plus souvent touchée par des troubles cognitifs et de nombreuses comorbidités rendant l'analyse fonctionnelle difficile.

La mortalité qui est élevée à 1 an est également responsable de nombreux perdus de vue diminuant la puissance des études.

La fixation non cimentée est particulièrement controversée chez les patients très âgés (>80 ans) qui présentent un os ostéoporotique, peu vascularisé.

Nous allons tenter de démontrer à travers cette étude que la tige non cimentée recouverte d'hydroxyapatite est d'autant plus intéressante chez le sujet âgé qu'elle permettra d'induire au niveau local une régénération osseuse à même de corriger au moins partiellement l'ostéoporose.

Nous pensons également que la fixation non cimentée doit pouvoir être considérée sans a priori sur l'ostéointégration même à un âge avancé.

Enfin, l'absence des risques per opératoires inhérents au ciment représente pour nous un argument capital en faveur de cette fixation, compte tenu de la fragilité de la population concernée par les fractures du col. La demande fonctionnelle chez cette population souvent grabataire est à relativiser et il nous semble que la survie opératoire doit être le premier critère à prendre en compte au moment du choix de la technique. L'absence de douleurs et la reprise de la marche pour les transferts représentent des objectifs réalistes qui semblent accessibles sans différence significative avec la fixation cimentée.

Keisu et al (67) montrent dans leur série de 123 prothèses totales de hanche non cimentées une ostéointégration de toutes les tiges sur un suivi moyen de 5 ans. Seulement 3% des patients présentaient des douleurs de cuisse mais sans entraîner une limitation d'activité.

Sur une série de 60 patients à 70 ans, Cordero-Ampuero et al (68) ont montré l'intérêt d'une reprise des descellements aseptiques avec pertes osseuses importantes avec une tige recouverte d'hydroxyapatite. Cette étude montrait une augmentation de l'indice cortical sur l'ensemble du fémur au niveau médial et latéral. Cependant la différence n'était pas significative, probablement du fait du nombre faible de patients analysés.

Dans leur série sur 124 reprises chirurgicales, Juanico et al (69) retrouvaient une augmentation significative de l'épaisseur au niveau de la corticale interne du fémur proximal, avec une tige non cimentée recouverte d'hydroxyapatite.

Il existe ainsi des arguments dans la littérature confirmant la régénération osseuse péri prothétique induite par l'hydroxyapatite ainsi que la bonne ostéointégration, survie et tolérance fonctionnelle d'une tige non cimentée chez les plus de 80 ans.

Cependant il n'existe pas, à notre connaissance, d'étude avec une série importante de patients de plus de 80 ans montrant une régénération corticale sur une prothèse intermédiaire de hanche pour fracture du col fémoral.

L'objectif principal de notre étude est d'abord de vérifier l'ostéointégration d'une tige fémorale recouverte d'hydroxyapatite chez les plus de 80 ans.

L'objectif secondaire est la mesure de différents indices de régénération osseuse afin de montrer l'activité locale de l'hydroxyapatite. Nous vérifierons également les complications survenues.

Cette étude vise ainsi à nourrir le débat sur l'utilisation d'implants non cimentés à un âge avancé, qui permettrait selon nous d'éviter des complications potentiellement mortelles pour les patients.

2. ETUDE

Notre étude veut apporter des arguments nouveaux dans le débat entre fixation cimentée et non cimentée d'une prothèse intermédiaire de hanche chez le sujet âgé. Alors que la fixation non cimentée semble logique chez le sujet jeune, la confrontation à un os sénile réduit les espoirs pour beaucoup de voir une tige non cimentée s'ostéointégrer. Nous faisons l'hypothèse que cette ostéointégration peut se faire à un âge élevé et que l'hydroxyapatite peut en constituer un vecteur par l'action locale qu'elle va exercer sur l'os cortical.

L'objectif principal de notre étude est ainsi d'abord de vérifier l'ostéointégration d'une tige fémorale recouverte d'hydroxyapatite chez les plus de 80 ans.

L'objectif secondaire est la mesure de différents indices de régénération osseuse afin de montrer l'activité locale de l'hydroxyapatite. Nous vérifierons également les complications survenues.

2.1. Méthodes

Il s'agissait d'une étude rétrospective qui comprenait l'analyse systématique des patients opérés d'une fracture du col du fémur par la pose d'une prothèse intermédiaire de hanche entre janvier 2006 et décembre 2019 inclus dans le service de Chirurgie Orthopédique Traumatologique et Arthroscopique du Professeur Didier Mainard à l'Hôpital Central de Nancy. Le recueil de ces patients a été effectué grâce aux cahiers de blocs opératoires traçant les implants posés en chirurgie orthopédique.

2.1.1. Critères d'inclusion

Nous avons donc choisi l'âge de 80 ans, au-delà de laquelle l'incidence des fractures du col fémoral est maximale.

Nous n'avons pas retenu les patients ayant bénéficié d'une pose de prothèse dans les suites d'une fracture per trochantérienne avec défaillance du matériel. En effet, le cal osseux ou éventuellement le cal vicieux auraient été à même de modifier les mesures des corticales ou du canal médullaire.

Nous avons recueilli l'âge des patients, le sexe ainsi que la durée de suivi grâce au dossier médical.

Nos critères d'inclusion étaient ainsi :

- Age de plus de 80 ans au moment de l'intervention chirurgicale.
- Fracture du col fémoral.
- Réalisation d'une hémiarthroplastie avec tige Pharo®.

2.1.2. Critères d'exclusion

Tous les patients inclus dans notre étude avaient été revus à une période d'au moins 1 an post-opératoire avec un examen clinique et radiographique.

Afin d'assurer des mesures de bonne qualité, nous avons retenu comme critères radiographiques, une radiographie de bassin de face et de fémur face et profil avec l'ensemble de la tige visualisée.

Nos critères d'exclusion étaient ainsi :

- Suivi clinico-radiographique < 1 an.
- Critères radiographiques non respectés.
- PIH sur faillite d'un matériel d'ostéosynthèse.

2.1.3. Critères radiographiques

2.1.3.1. Analyse préopératoire

Nous avons utilisé la radiographie préopératoire pour mesurer nos différents indices.

Nous avons mesuré 2 indices analysant le statut ostéoporotique de l'os fémoral :

- Le Canal Bone Ratio (CBR)(70) : il correspond au ratio E/F entre la mesure E du diamètre du fût fémoral sur la mesure F du diamètre du fémur entier, à 10 cm en distal du milieu du petit trochanter. Une mesure $\geq 0,49$ représentait un fémur ostéoporotique.
- Le Canal Flare Index (CFI)(71) : il correspond au ratio A/E entre la mesure A du diamètre du fût fémoral situé à 2 cm en proximal du milieu du petit trochanter sur la mesure E. Une mesure < 3 représentait un fémur ostéoporotique.

Nous avons également mesuré l'indice cortical correspondant à la somme du diamètre des corticales médiale et latérale divisée par le diamètre du fût fémoral. Cet indice a été mesuré sur 3 niveaux :

- Niveau A en dessous du petit trochanter
- Niveau B 6 cm distalement au niveau A
- Niveau C 11 cm distalement au niveau A

Nous avons aussi mesuré la largeur du petit trochanter, servant d'étalon entre les différentes radiographies.

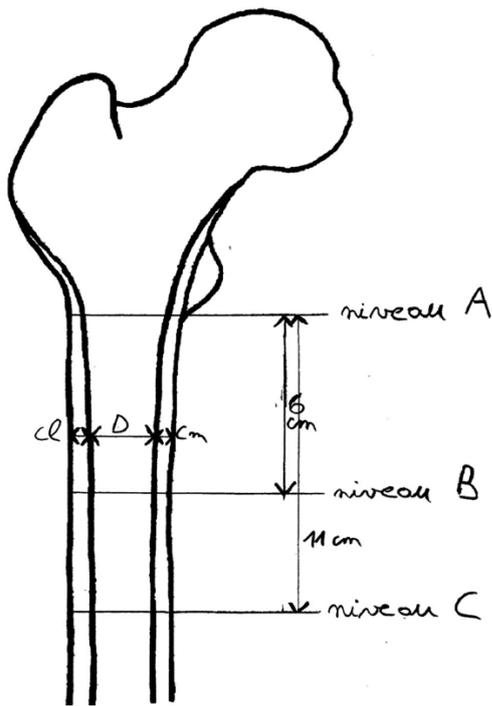


Figure 12 - Indice cortical : $(cm+cl)/D$ sur les 3 niveaux A,B,C

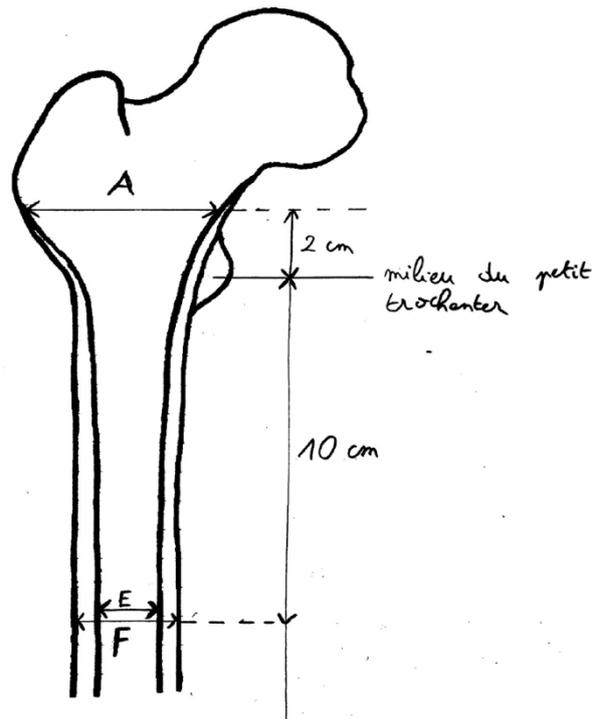


Figure 13 - $CFI = A/E$; $CBR = E/F$

2.1.3.2. Analyse post-opératoire immédiate

L'analyse radiographique post-opératoire immédiate prenait en compte l'analyse de la position de la tige avec plusieurs critères :

- Suspendue si elle était située plus de 5 mm au-dessus du calcar.
- Enfoncée si la collerette était située en dessous du calcar.
- Valgisée ou varisée si l'axe de la tige fémorale présentait un angle de 5° en valgus ou en varus avec l'axe du fémur.
- Une fausse route éventuelle.

Les complications post-opératoires étaient également recherchées : refend osseux, fracture du grand trochanter, luxation post-opératoire immédiate.

Nous avons recueilli la taille des implants posés et analysé le remplissage du fut fémoral par la prothèse.

L'indice que nous avons retenu est le canal fill ratio (CFR).

Nous avons évalué 4 niveaux de remplissage.

Ces 4 niveaux sont :

- 2 cm au-dessus du milieu du petit trochanter.
- Milieu du petit trochanter.
- 2 cm en dessous du milieu du petit trochanter.
- 7cm distal au milieu du petit trochanter.

Les 3 premiers niveaux rendent compte de l'encombrement métaphysaire de la prothèse tandis que le dernier niveau rend compte de l'encombrement distal.

Nous avons également mesuré la largeur du petit trochanter à but d'étalonnage. Il n'a pas été réalisé de mesures de l'indice cortical en post-opératoire immédiat.

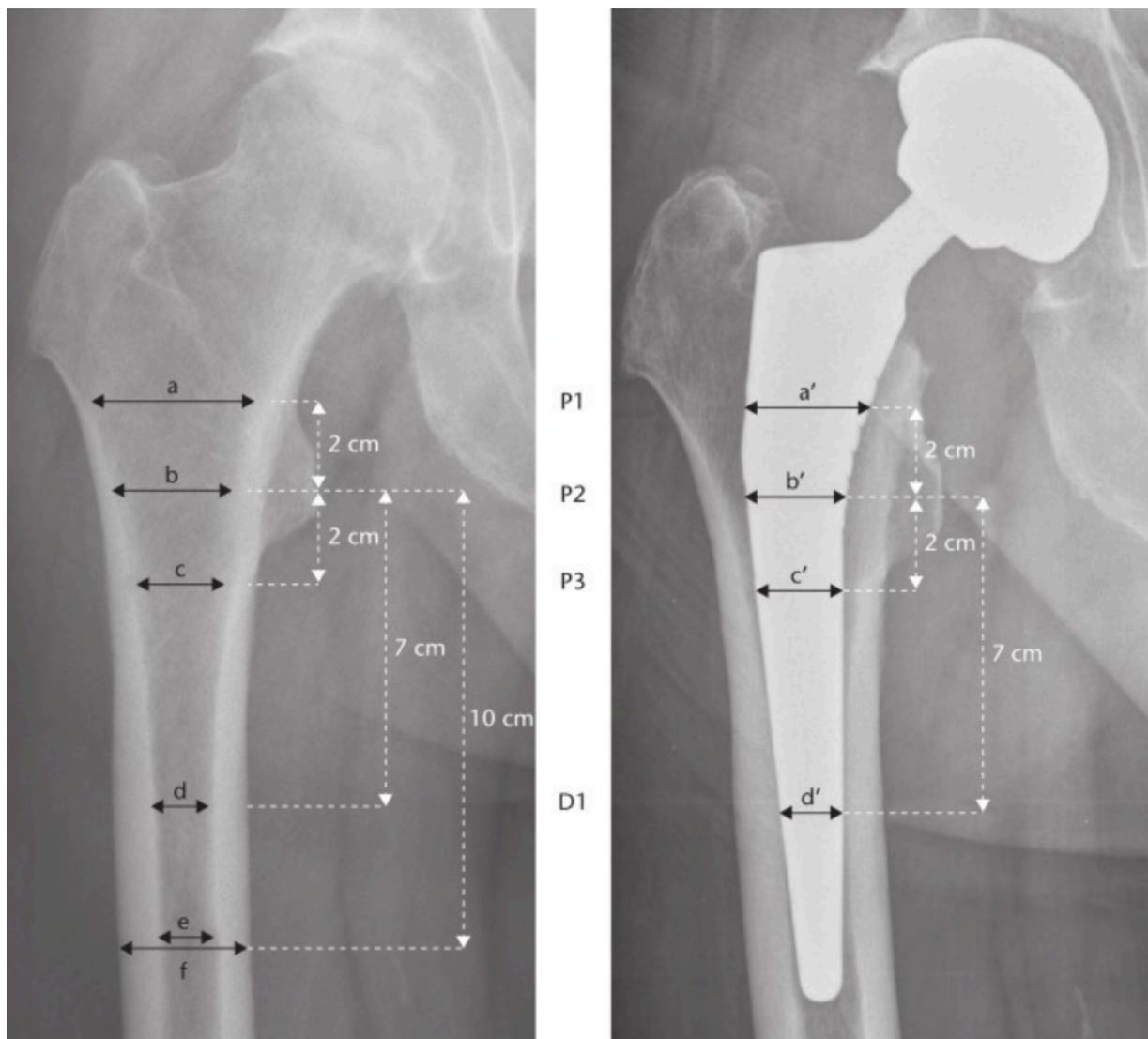


Figure 14 - $CFRa = a'/a$ - $CFRb = b'/b$ - $CFRc = c'/c$ - $CFRd = d'/d(72)$

2.1.3.3. Analyse au dernier recul

La dernière analyse était réalisée sur la dernière consultation avec les radiographies correspondantes.

Nous recherchions d'abord la survie de la prothèse avec les complications éventuelles : infection, luxation, fracture péri-prothétique.

Nous avons également recherché la présence d'ossifications hétérotopiques sur la voie d'abord.

Les critères radiographiques reprenaient ceux de l'analyse préopératoire et post-opératoire immédiates.

Nous avons ainsi mesuré :

- Le CBR.
- Le CFI.
- L'indice cortical sur 3 niveaux.
- Le CFR.

Ces indices permettaient de rendre compte de l'adaptation du fémur à la prothèse, en particulier de la réaction des corticales au contact de l'hydroxyapatite.

Nous avons également examiné s'il y avait eu une migration de l'implant selon ces critères :

- Enfoncement.
- Valgisation.
- Varisation.

L'ostéointégration des tiges était analysée par le score d'Engh et Massin(73).

Le Engh Score utilise différents critères radiologiques :

- Pour la partie fixation de la tige fémorale, il convient d'analyser la présence d'un liseré en zone réhabitable c'est-à-dire recouverte d'hydroxyapatite et la présence ou non de ponts osseux.
- Pour analyser la stabilité de la tige, il faut analyser la présence ou non d'un piédestal, la présence ou non d'un liseré évolutif en zone réhabitable, la présence de lacunes osseuses. Il faut également tenir compte de l'évolution osseuse du calcar qui aura une tendance à l'atrophie en cas de tige stable. Enfin une migration de l'implant témoignera d'une tige instable.

Engh avait établi son score sur 27 car il prenait également en compte la présence ou non d'un liseré sur la zone lisse de la tige fémorale.

Concernant la tige PHARO®, nous n'avons pas pris en compte ce critère, celle-ci étant complètement recouverte d'hydroxyapatite. La valeur maximale du Engh Score dans notre étude est ainsi de 22.

Nous avons vérifié l'ostéointégration de la tige fémorale par un 2^e score basé sur la présence de lignes radiotransparentes (« radiolucent line ») en fonction des zones de Gruen: le score O-SS.

Table 1 O-SS score: method for evaluation and results (n=100)

Evaluation radiolucent line		Types secondary stability and score quantified		Weighting	Osseointegration-secondary stability (O-SS score)	
Proximal femur (zones 1, 2, 6) ^a						
Quantify	Assessment	Qualify	1a Global stability ++ (20)	/	20 (n 58)	Very good (n 60) (Nm 19.9)
10	No radiolucent line	1	1b Global stability+(17)	+1	18 (n 2)	
7	Radiolucent line≤50 %	2	1c Proximal stability+(14)	/	14	Good (n 20) (Nm14)
4	Radiolucent line>50 %	3	2a Proximal stability – (17)	-3	14 (n 18)	
			2b Global stability±(14)	/	14 (n 2)	
Distal femur (zones 3, 5)						
Quantify	Assessment	Qualify	2c Fibrous stability±(11)	/	11 (n 3)	Average (n 16) (Nm11)
10	No radiolucent line	a	3a Diaphyseal stability (14)	-3	11 (n 13)	
7	Radiolucent line≤50 %	b	3b Distal stability+(11)	-3	8 (n 2)	Poor (n 4) (Nm 6.5)
4	Radiolucent line>50 %	c	3c Fibrous stab.+ / Loosenig (8)	-3	5 (n 2)	

^a Zone 7 integrated into evaluation of zone 6

Figure 15 - Score O-SS(74)

2.2. Matériel

2.2.1. Implant

L'implant que nous avons utilisé est la tige PHARO® du laboratoire FH Orthopedics.

Il s'agit d'une tige de forme autobloquante, remplissante au niveau proximal. Elle est constituée de titane TA6 V4 et recouverte d'hydroxyapatite sur l'intégralité de sa longueur.

La capacité autobloquante de la tige est assurée par sa forme quadrangulaire qui assure ainsi comme vu précédemment (figure 11) un effet coin s'opposant à l'enfoncement et la rotation de l'implant. La stabilité primaire est ainsi facilement acquise.

Afin de renforcer cette stabilité primaire, la tige PHARO® bénéficie également d'une collerette d'appui qui viendra se positionner sur le calcar.

Cette tige est disponible en 5 tailles. Elles sont surmontées d'une cupule blindée composée d'un insert et d'une bague amovible en polyéthylène, l'ensemble recouvert d'un blindage en inox. Elles sont disponibles de la taille 41 à 59 avec 2 mm de différence entre chaque cupule. Il existe 6 longueurs de col disponibles assurant ainsi un réglage optimal.



Figure 16 - Tige fémorale recouverte d'hydroxyapatite Pharo FH ORTHO® (33)



Figure 17 - Cupule blindée FH ORTHO® (33)

La totalité de nos patients avait bénéficié d'une voie d'abord selon Hardinge pour l'implantation de cette prothèse.

2.2.2. Mesures radiographiques

L'analyse radiographique était réalisée grâce au logiciel PACS SYNAPSE du CHU de Nancy.

2.2.3. Analyse statistique

Les données ont été recueillies dans un tableur Excel®, permettant le calcul de moyennes, écarts-types et variances.

Les figures ont été réalisées grâce au logiciel Excel®.

L'analyse statistique a été réalisée à l'aide du logiciel PRISM®.

Les comparaisons de moyennes ont été effectuées avec des tests de Student simples et sur données appariées.

Le test de Kruskal-Wallis était préféré en cas de variances non égales ou distributions non gaussiennes.

Nous avons retenu le seuil de risque alpha de 5% pour notre analyse statistique (différence significative si $p < 0,05$).

2.3. Résultats

Nous avons retrouvé 553 patients opérés entre 2006 et 2019 d'une prothèse intermédiaire de hanche PHARO® suite à une fracture du col fémoral. Après exclusion, 146 patients étaient inclus dans notre étude.

2.3.1. Analyse pré-opératoire

La moyenne d'âge des patients était de 87 ans.

79% des patients étaient des femmes.

Les patients bénéficiaient d'un suivi minimum de 12 mois, et jusqu'à 83 mois au dernier recul.

Le suivi moyen des patients était de 25 mois.

90% des patients ont été traités pour une fracture du col fémoral Garden 3 ou 4 (76% de fractures Garden 4 et 14% de fractures Garden 3).

Les 10% restants représentaient des fractures Garden 1 et 2.

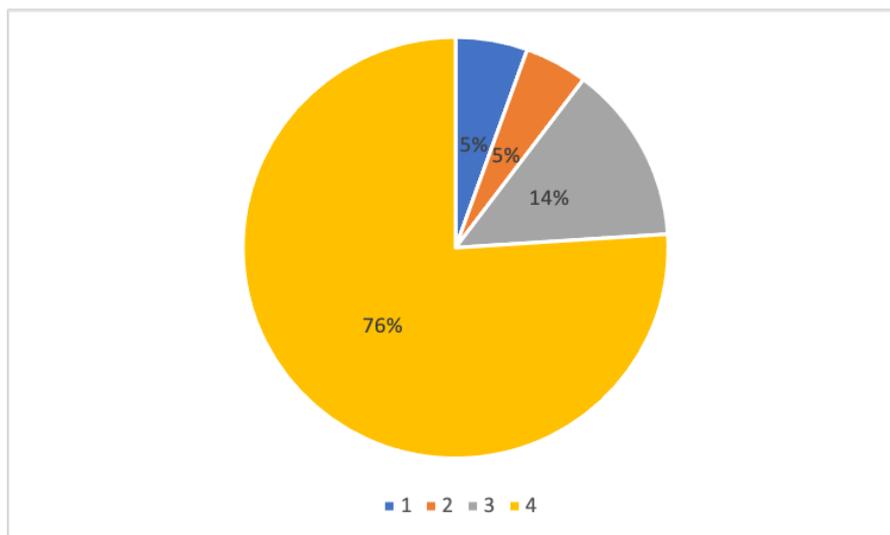


Figure 18 : Répartition des types de fracture selon la classification de Garden

Concernant le statut ostéoporotique de nos patients, le CBR moyen était à 0,54 ($\geq 0,49$).

Le CBR moyen chez les femmes était de 0,54

Le CBR moyen chez les hommes était de 0,5.

Il n'y avait pas de différence significative entre le CBR des femmes et des hommes ($p = 0.0576$).

Ce résultat confirme la tendance à l'ostéoporose plus fréquente post ménopausique des femmes, mais montre que les fractures du col du fémoral arrivent majoritairement sur un os ostéoporotique également chez les hommes.

76% de nos patients étaient ainsi considérés ostéoporotiques selon le CBR.

Le CFI moyen était de 3,13, au-dessus du seuil d'ostéoporose retenu par Li et al(71).

Chez les hommes le CFI était de 3,17.

Chez les femmes le CFI était de de 3,12.

Il n'y avait pas de différence significative entre les femmes et les hommes ($p = 0,79$).

Nous retrouvions cependant une majorité de patients (55%) avec un statut ostéoporotique avec un CFI < 3.

L'indice cortical moyen était de 0,42

Chez les hommes il était de 0,47.

Chez les femmes il était de 0,40.

Tableau 2 : Indice cortical selon le sexe

	Indice cortical A	Indice cortical B	Indice cortical C
Population entière	0,42	0,82	0,99
Homme	0,47	0,95	1,06
Femme	0,40	0,79	0,97
Différence selon le sexe	$p = 0,029$	$p = 0,07$	$p = 0,158$

Il existait une différence significative sur l'indice cortical entre les hommes et les femmes au niveau A et B. Ainsi les hommes présentaient des corticales plus importantes en proximal.

Population de l'étude :

- Population majoritairement féminine de 87 ans
- Suivi moyen de 25 mois
- Fractures du col fémoral Garden 4
- Population ostéoporotique (CBR moyen = 0,54)
- Différence significative entre les hommes et les femmes sur les indices corticaux A et B

2.3.2. Analyse post-opératoire immédiate

2.3.2.1. Complications

2 fractures du grand trochanter ont été constatées.

Ces fractures ont été constatées en per-opératoire et prises en charge par un cerclage. L'appui complet post-opératoire était autorisé.

7 fractures du calcar ont été constatées.

Ces fractures ont également été prises en charges en per-opératoire par cerclage. Une fois le calcar ostéosynthésé, une stabilité de l'implant était contrôlée par testing de la tige.

L'appui post-opératoire complet était également autorisé.



Figure 19- Ostéosynthèse par cerclage d'une fracture peropératoire du grand trochanter

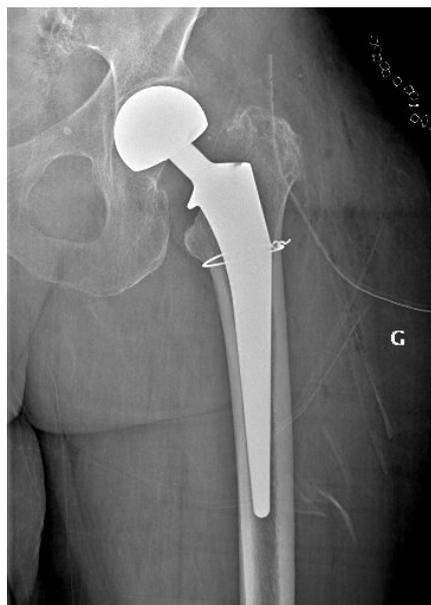


Figure 20 - Ostéosynthèse par cerclage d'une fracture peropératoire du calcar

On retrouvait ainsi 6,2% (N=9) de fractures per-opératoires non déplacées. Il n'était pas retrouvé de fausse route dans notre série.

2.3.2.2. Implant

Les tiges de tailles 2 et 3 représentaient 70% des tiges posées.

La tige de taille 3 restait la plus posée avec 36% des poses.

La tige de taille 5 ne concernait que 2% des poses.

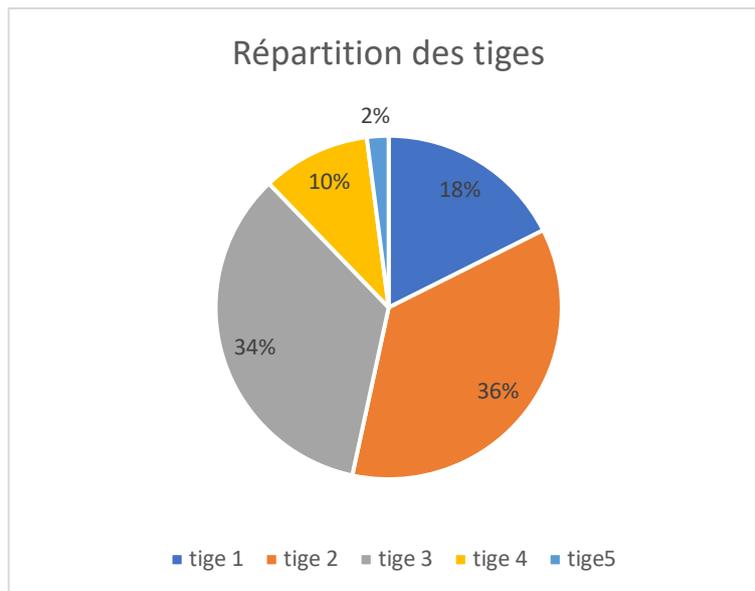


Figure 21 : Répartition des tiges posées selon la taille

20 tiges (13,6%) ont été considérées comme suspendues.

4 tiges pouvaient être considérées comme valgisées et 3 tiges varisées.

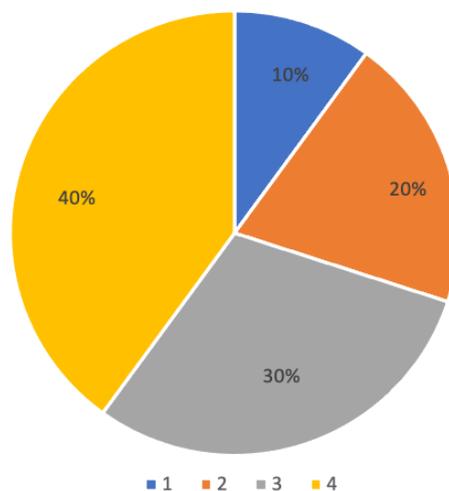


Figure 22 : Répartition des tiges suspendues selon la taille

Le CFR moyen était de 0,76.

Le CFR le plus bas était au niveau A, le plus proximal, à 0,64.

Le CFR le plus haut était au niveau C avec un ratio à 0,80.

Tableau 3 : CFR selon le sexe

	CFRa	CFRb	CFRc	CFRd
Population générale	0,64	0,79	0,80	0,79
Hommes	0,62	0,77	0,77	0,78
Femmes	0,65	0,79	0,81	0,80
Différence selon le sexe	p = 0,049	p = 0,046	p = 0,048	p = 0,33

La moyenne du CFR chez les hommes était à 0,73.

Chez les femmes, le CFR moyen était à 0,76.

Il existait une différence significative sur le CFR global entre homme et femme (p = 0,02).

Le CFR était significativement différent sur toute la longueur du fémur entre homme et femme, sauf au niveau D, le plus distal.

Tableau 4 : CFR selon la taille de tige

	CFRa	CFRb	CFRc	CFRd	CFR moyen
Tiges 1	0,65	0,78	0,78	0,74	0,74
Tiges 2	0,64	0,80	0,81	0,81	0,76
Tiges 3	0,64	0,79	0,80	0,80	0,76
Tiges 4	0,62	0,76	0,79	0,81	0,75
Tiges 5	0,62	0,77	0,85	0,90	0,78
Différence significative entre les tiges	p = 0,82	p = 0,31	p = 0,63	p < 0,001	p = 0,24

La tige de taille 5 était en moyenne la plus remplissante avec un CFR moyen à 0,78. Il existait en particulier une différence significative au niveau du remplissage distal sur le niveau D (p < 0,001).

Il n'existait pas de différence significative de remplissage entre les différentes tiges sur les autres niveaux fémoraux.

ANALYSE POST-OPERATOIRE IMMEDIATE

- 6,2% de fractures per-opératoires
- 70% de tiges de tailles 2 et 3
- 13,6% de tiges suspendues
- CFR moyen = 0,76
- Différence significative de remplissage entre les hommes et les femmes
- Différence significative de remplissage entre les tiges au niveau distal

2.3.3. Analyse post-opératoire au dernier recul

63% des patients avaient un suivi compris entre 12 et 24 mois.

37% des patients avaient un suivi > 2 ans : 14% entre 2 et 3 ans, 9,6% entre 3 et 4 ans, 4,8% entre 4 et 5 ans, 3,4% entre 5 et 6 ans, 4,1% entre 6 et 7 ans.

2.3.3.1. Ostéointégration selon Engh et Massin

145 tiges sur 146 étaient ostéointégrées au dernier recul, avec un recul moyen de 25 mois

1 tige n'était pas ostéointégrée au dernier recul à 75 mois, avec un enfoncement.

Le score de Engh moyen était de 19,9.

- Liseré zone non réhabitable

1 tige avait un liseré > 50%.

18 tiges avaient un liseré <50%

127 tiges n'avaient pas de liseré.

Liseré péri-prothétique



Figure 23 : Tige descendue avec liseré péri-prothétique

- Ponts osseux

1 tige n'avait pas de ponts osseux visibles.

5 tiges avaient des ponts osseux indéterminés.

140 tiges avaient des ponts osseux.

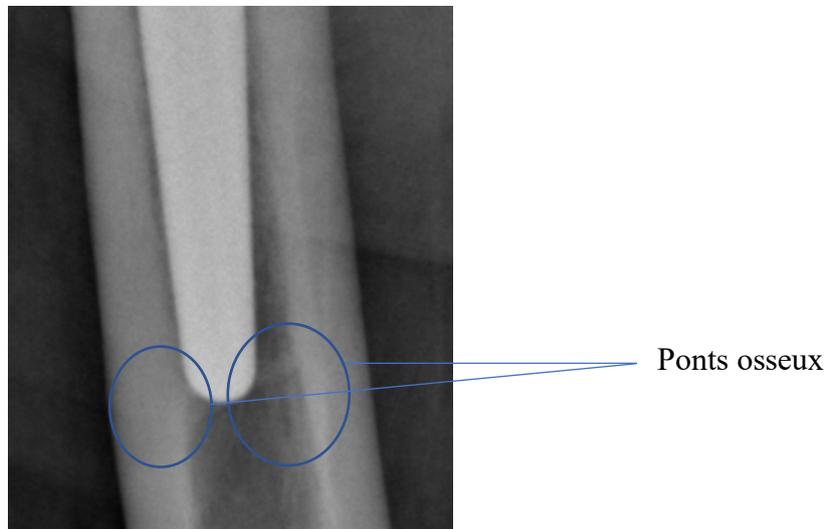


Figure 24 : Ponts osseux en regard de la queue de la tige



Figure 25 : Piédestal stable

- Piédestal

3 piédestaux sous tige instable (qui ont migré) étaient retrouvés.

6 piédestaux sous tige stable étaient observés.

137 tiges ne présentaient pas de piédestal.

- Détérioration en zone réhabitable

1 liseré évolutif était retrouvé.

145 tiges ne présentaient pas de détérioration en zone réhabitable.

- Migration

3 tiges ont migré : 2 tiges se sont varisées et 1 tige s'est enfoncée dans le cadre d'un descellement.

143 tiges ne présentaient pas de variation de position.

- Atrophie du calcar

37 tiges présentaient une atrophie variable du calcar.

109 tiges présentaient une atrophie du calcar, signe de stabilité de la tige.

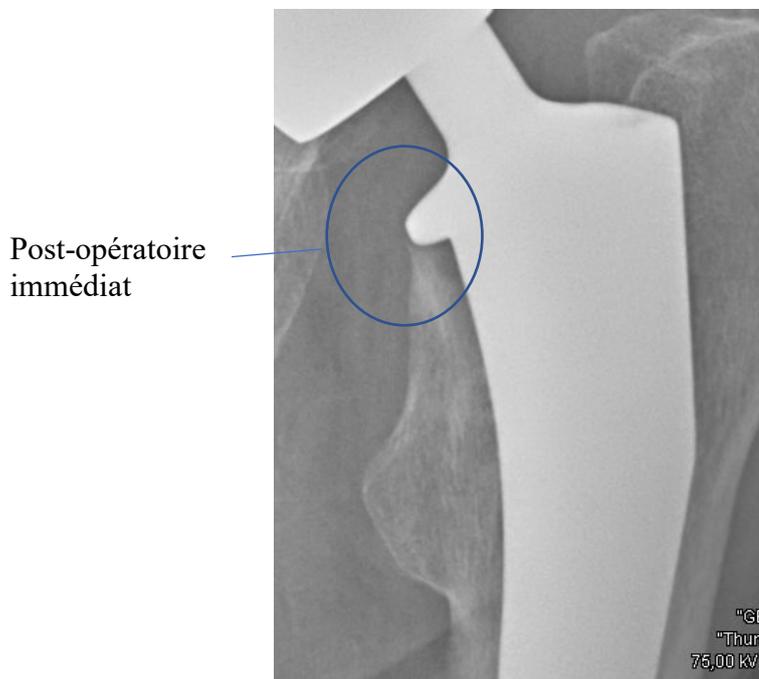


Figure 26 : Calcar post-opératoire immédiat

Post-opératoire
au dernier recul

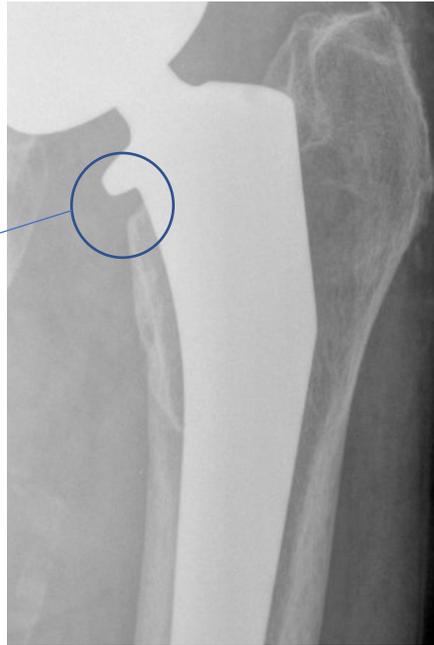


Figure 27 : Calcar atrophie au dernier recul, chez le même patient

- Lacunes osseuses

Aucune lacune osseuse péri-prothétique n'était retrouvée.

2.3.3.2. Ostéointégration selon le score 0-SS

Le score O-SS moyen était 19,1. L'ostéointégration de notre série pouvait ainsi être considérée comme très bonne.

126 tiges avaient une ostéointégration considérée très bonne. (O-SS Score = 20)

18 tiges avaient une bonne ostéointégration. (O-SS score = 14)

1 tige était ostéointégrée moyennement. (O-SS score = 11)

1 tige avait une ostéointégration mauvaise et pouvait être considérée comme descellée. (O-SS score = 5)

Les lignes radiotransparentes présentes sur les tiges avec une ostéointégration bonne (O-SS score = 14) étaient toutes présentes au niveau du fémur proximal et limitées à moins de 50% de la surface osseuse.

OSTEOINTEGRATION :

- 145 sur 146 tiges ostéointégrées au dernier recul
- Score de Engh et Massin moyen de 19,8
- O-SS Score moyen de 19,1
- Concordance entre les 2 scores

2.3.3.3. Indice cortical

Tableau 5 : Gain d'indice cortical

	Indice cortical A	Indice cortical B	Indice cortical C
Post-opératoire au dernier recul	0,60	1,03	1,28
Gain cortical moyen	0,19	0,21	0,29
Différence avec l'indice cortical pré-opératoire	p < 0,001	p < 0,001	p < 0,001

L'indice cortical le plus important était l'indice cortical C. C'est également à ce niveau que le gain cortical moyen était le plus important.

Il existait une différence significative entre l'indice cortical pré-opératoire et post-opératoire à tous les niveaux de mesure.

La différence était la plus significative au niveau le plus proximal, sur l'indice A, ce qu'avait également retrouvé Cordero-Ampuero et al(68), dans le cas de reprises avec tiges en hydroxyapatite.

Tableau 6 : Gain cortical dans les 2 sexes

	Indice cortical A	Indice cortical B	Indice cortical C
Homme	0,70	1,14	1,43
Femme	0,58	1,01	1,24
Différence avec l'indice cortical pré-opératoire chez les hommes	$8,3 \cdot 10^{-6}$	0,0013	$1,8 \cdot 10^{-5}$
Différence avec l'indice cortical pré-opératoire chez les femmes	p < 0,001	p < 0,001	p < 0,001

Il existait une différence significative dans les 2 sexes entre l'indice cortical pré-opératoire et l'indice cortical au dernier recul.

C'est également au niveau A que la différence était la plus significative, chez les hommes et chez les femmes.

Tableau 7 : Différence de gain cortical entre les sexes

	Gain cortical A	Gain cortical B	Gain cortical C
Hommes	0,23	0,19	0,36
Femmes	0,18	0,21	0,28
Différence selon le sexe	p = 0,17	p = 0,66	p = 0,29

Le gain cortical le plus important dans les 2 sexes était au niveau C chez les hommes et les femmes.

Il n'existait pas de différence significative entre les hommes et les femmes au niveau du gain cortical.

Nous avons mesuré le gain cortical en fonction de la durée de suivi.

Tableau 8 : Différence de gain cortical en fonction du temps de suivi

Temps de suivi	Gain cortical A	Gain cortical B	Gain cortical C
1 an – 2 ans	0,19	0,21	0,29
2 ans- 3 ans	0,18	0,18	0,29
3 ans – 4 ans	0,19	0,22	0,42
➤ 4 ans	0,18	0,25	0,24
Différence selon le temps de suivi	p = 0,99	p = 0,99	p = 0,98

Il n'existait pas de différence significative en fonction du temps de suivi, que ce soit au niveau A, B ou C.

Cela confirme que la régénération osseuse n'est pas une question de temps.

Il n'existait pas non plus de différence significative selon la taille de la tige.

Tableau 9 : Différence de gain cortical selon la taille des tiges

Taille de tige	Gain cortical A	Gain cortical B	Gain cortical C
Tige 1	0,17	0,23	0,26
Tige 2	0,19	0,23	0,31
Tige 3	0,20	0,19	0,28
Tiges 4-5	0,17	0,18	0,35
Différence selon la taille de tige	p = 0,87	p = 0,97	p = 0,98

INDICE CORTICAL :

- Différence significative entre l'indice cortical pré-opératoire et au dernier recul, dans les 2 sexes
- Gain le plus significatif au niveau A
- Pas de différence de gain cortical selon le sexe, la durée de suivi ou la taille des tiges

2.3.3.4. Canal bone ratio

La baisse moyenne du CBR était de 0,06.

Le CBR moyen était de 0,48 ce qui indique pour cet indice un fémur non ostéoporotique.

Il existait une différence significative entre le CBR pré-opératoire et le CBR post-opératoire. ($p < 0,001$)

Le CBR moyen chez les hommes était de 0,46.

Le CBR moyen chez les femmes était de 0,48.

Il n'y avait pas de différence significative entre les sexes, ($p = 0,09$).

La diminution du CBR chez les femmes en moyenne était de 0,06.

La diminution du CBR chez les hommes en moyenne était 0,05.

Il n'y avait pas de différence significative entre les hommes et les femmes au niveau de la baisse du CBR ($p = 0,61$).

82 patients avaient un CBR inférieur à 0,49. 56% des patients n'avaient donc plus un fémur considéré ostéoporotique.

29 patients soit 19,9% des patients ont vu une détérioration de leur CBR avec une moyenne de 0,05.

9 (6,2%) patients n'ont pas vu de modification de leur CBR.

108 (73,9%) patients ont vu leur CBR s'améliorer avec une baisse de 0,09.

Les patients avec un CBR qui s'améliorait avaient une moyenne d'indice cortical à 0,60 au niveau A, 1,05 au niveau B, 1,31 au niveau C soit 0,99 de moyenne.

L'indice cortical quand le CBR était stable ou ne s'améliorait pas était de 0,62 au niveau A, 0,98 au niveau B, 1,21 au niveau C, soit 0,93 de moyenne.

Tableau 10 : Modification du CBR selon la taille des tiges

	Tige 1	Tige 2	Tige 3	Tiges 4-5
Baisse du CBR	0,05	0,06	0,06	0,07

Il n'y avait pas de différence significative selon la taille de la tige ($p = 0,85$).

Il n'y avait aucune différence de baisse du CBR selon le temps de suivi, avec une baisse de 0,06 identique pour les groupes 1 an- 2ans, groupe 2 ans-3ans, groupe 3 ans-4 ans, et le groupe > 4 ans.

2.3.3.5. Canal Flare Index

Le CFI moyen était à 2,97.

Le CFI baissait de 0,16.

La baisse était significative ($p = 0,013$).

Le CFI moyen chez les hommes était de 2,84.

Le CFI moyen chez les femmes était de 3.0.

Il n'y avait pas de différence significative ($p = 0,14$).

Lorsqu'on analysait la modification du Canal Flare Index, il n'y avait pas de différence significative entre le CFI pré-opératoire et au dernier recul chez les femmes ($p = 0,11$).

Il n'y avait pas non plus de différence significative chez les hommes ($p = 0,2$).

Tableau 11 : Modification du CFI selon les tiges

Taille de tige	Tige 1	Tige 2	Tige 3	Tiges 4-5	Différence significative
Baisse du CFI	0,10	0,22	0,14	0,15	$p = 0,90$

Il n'y avait pas de différence significative selon la taille de la tige dans la baisse du CFI.

Tableau 12 : Modification du CFI selon la durée de suivi

Durée de suivi	1 an – 2 ans	2 ans – 3 ans	3 ans – 4 ans	>4 ans	Différence significative
Baisse du CFI	0,17	0,23	0,18	0,02	$p = 0,97$

Il n'y avait pas non plus de différence significative selon la durée du suivi.

2.3.3.6. Canal Fill Ratio

Le CFR moyen au dernier recul était de 0,81.

Il existait une différence significative avec le CFR post-opératoire immédiat ($p < 0,001$).

Tableau 13 : Modification du CFR au dernier recul

	CFRa	CFRb	CFRc	CFRd
CFR moyen	0,67	0,84	0,88	0,83
Augmentation du CFR	0,03	0,05	0,08	0,03
Différence entre le CFR post-opératoire immédiat et au dernier recul	p < 0,001	p < 0,001	p < 0,001	p < 0,001

Le CFR était le plus élevé au niveau C. C'est également à ce niveau que la différence avec le CFR post-opératoire immédiat est la plus significative.

Les autres niveaux de mesure montraient également une différence significative avec l'état post-opératoire immédiat.

Tableau 14 : CFR au dernier recul selon le sexe

	CFRa	CFRb	CFRc	CFRd
Hommes	0,67	0,82	0,85	0,82
Femmes	0,68	0,85	0,89	0,83
Différence selon le sexe	p = 0,52	p = 0,12	p = 0,014	p = 0,64

Le CFR moyen présentait une différence significative au niveau C avec un remplissage plus important chez les femmes par rapport aux hommes.

Tableau 15 : CFR au dernier recul selon les tiges

Taille des tiges	Tige 1	Tige 2	Tige 3	Tiges 4-5
CFR moyen	p = 0,76	p = 0,81	p = 0,82	p = 0,82

Il existait une différence significative du remplissage selon la taille des tiges (p < 0,001).

La tige 1 présentait ainsi un remplissage significativement plus faible que les autres tiges.

Tableau 16 : CFR au dernier recul selon la durée de suivi

Durée de suivi	1 an – 2 ans	2 ans – 3 ans	3 ans – 4 ans	➤ 4 ans
CFR moyen	0,81	0,79	0,80	0,80

Il n’existait pas de différence significative selon la durée de suivi ($p = 0,284$).

Le CFR augmentait de 0,06 chez les hommes et de 0,05 chez les femmes.

Il n’y avait pas de différence significative selon le sexe ($p = 0,55$).

Tableau 17 : Augmentation du CFR selon la taille des tiges

Taille de tige	Tige 1	Tige 2	Tige 3	Tiges 4-5
Augmentation du CFR	0,03	0,04	0,06	0,07

Le CFR augmentait avec une différence significative entre les tiges ($p = 0,002$). Ce sont les tiges 4 et 5 qui augmentaient le plus le CFR.

Tableau 18 : Augmentation du CFR selon la durée de suivi

Durée de suivi	1 an – 2 ans	2 ans – 3 ans	3 ans – 4 ans	➤ 4 ans
Augmentation du CFR	0,05	0,04	0,06	0,06

Il n’y avait pas de différence d’augmentation du CFR selon la durée de suivi ($p = 0,97$).

2.3.3.7. Complications

➤ *Survie de l’implant*

146 implants sur 146 sont en place au dernier recul soit un taux de survie de 100%.

➤ *Instabilité*

2 épisodes d’instabilité ont été retrouvés dans notre série :

-Une patiente a présenté une luxation invétérée passée inaperçue compte tenu de ses antécédents cognitifs, une totalisation de l’implant a été réalisée.

-Un patient a présenté 2 épisodes de luxation intraprothétique.

➤ *Sepsis*

1 patiente a présenté 1 infection précoce du site opératoire motivant la réalisation d'un lavage articulaire et changement de la cupule blindée.

➤ *Cotyloïdite*

Une totalisation prothétique à 5 ans a été motivée par une cotyloïdite.

➤ *Ossifications hétérotopiques*

Une patiente a développé des ossifications hétérotopiques de type I selon la classification de Brooker(75).



Figure 28 - Ossifications hétérotopiques de type I selon Brooker

2.3.3.8. Fractures

Six fractures péri-prothétiques ont été constatées au dernier recul :

Deux fractures péri-prothétiques (A^G selon la classification de Vancouver(76)) du grand trochanter à 2 mois post opératoire et à 66 mois post-opératoires ont été traitées fonctionnellement.

Une fracture péri-prothétique Vancouver B2 et 3 fractures Vancouver B1 ont été prises en charge par ostéosynthèse à l'aide de plaques Zimmer Cable-Ready®

Une pseudarthrose du grand trochanter a été constatée à 1 an post-opératoire.



Figure 29 - Fracture péri-prothétique Vancouver B1

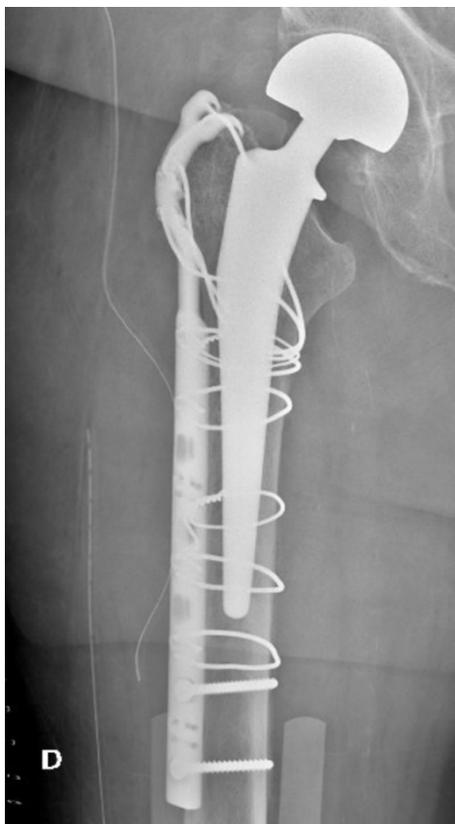


Figure 30 - Ostéosynthèse par plaque à crochet Cable-Ready®

Ces fractures concernaient à chaque fois des femmes et sont survenues à 18 mois, 19 mois, 2 mois et 8 mois post-opératoires, soit une moyenne de 11,8 mois.

2.3.3.9. Position de la tige

Deux tiges se sont varisées secondairement. Ce déplacement était constaté dans les deux cas à 2 mois.

Un enfoncement a été constaté dans le cadre d'un descellement.

2.4. Discussion

2.4.1. Analyse pré-opératoire

Nous avons choisi d'exclure les patients dont le suivi était inférieur à 1 an afin de s'assurer d'une mesure du potentiel complet d'ostéointégration de la tige fémorale. Ce choix mène à un nombre de perdus de vue importants mais nous assure d'une plus grande fiabilité de la mesure de l'ostéointégration fémorale.

En effet Hofmann et al(77) ont montré que la croissance osseuse autour des implants non cimentés n'était pas maximale avant 9 mois. De plus la mortalité post-opératoire est maximale pendant la première année après fracture du col fémoral, ce qui explique les perdus de vue avant que la croissance osseuse péri-prothétique n'ait pu être complète.

Tanaka et al(78) ont également confirmé qu'un revêtement d'hydroxyapatite ne modifiait pas l'ostéointégration à moyen et long terme. La première année est ainsi décisive.

Sur les 432 patients que nous avons recueillis, nous avons donc exclu un groupe de 286 patients comprenant à la fois les perdus de vue et les patients décédés avant 1 an.

Nous n'avons ainsi pas pu établir la mortalité à 1 an dans notre série.

Au niveau des indices mesurés, nous avons tout d'abord choisi le Canal Bone Ratio. Yeung et al(70) ont en effet montré que c'est l'indice radiographique le mieux corrélé au degré d'ostéoporose. C'est également celui qui résiste le mieux aux variations intra et inter observateurs. Le seuil retenu pour un fémur proximal ostéoporotique est un CBR supérieur ou égal à 0,49.

L'index cortico-médullaire, le Canal Flare Index sont également associés significativement avec l'ostéoporose. Toujours selon Yeung et al, le Canal Calcar Ratio a la pire performance, raison pour laquelle nous n'avons pas retenu cet indice.

Nous avons choisi le Canal Flare Index plutôt que l'index cortico-médullaire car celui-ci est plus cité dans la littérature. Nous avons retenu le seuil de 3 pour un fémur ostéoporotique. Ce seuil s'appuie sur l'étude de Li et al(71) qui ont montré une bonne corrélation entre une densité minérale osseuse basse et un CFI <3.

Nous avons aussi choisi de mesurer la modification de l'épaisseur corticale entraînée par l'hydroxyapatite qui revêt la tige PHARO®. Cette modification est mesurée par l'indice cortical de Hoffmann(79).

Un travail préliminaire du Docteur Rémi Belleville(36) avait montré une association entre bonne ostéointégration de la tige fémorale et augmentation de l'épaisseur corticale. Cependant cette hypertrophie corticale mesurée en un seul niveau peut alors être considérée comme une réaction aux contraintes de la prothèse rigide sur l'os.

Notre hypothèse était ainsi de montrer une hypertrophie corticale sur l'ensemble de la tige qui témoignerait d'une réaction osseuse induite par l'hydroxyapatite plutôt qu'une réponse inappropriée à une prothèse non stable.

Nous avons ainsi mesuré l'indice cortical sur 3 niveaux. Ces 3 niveaux ont été retenus après analyse de la littérature, en particulier le travail de Garcia-Cimbrello et al(80) et Cordero-Ampuero et al(68) qui mesuraient la régénération corticale dans les reprises de hanche non cimentées. L'originalité de notre travail est d'utiliser ces niveaux pour confirmer l'hypothèse d'un gain cortical sur l'ensemble du fémur grâce à l'hydroxyapatite.

Nous avons choisi de ne pas réaliser de mesures au niveau du milieu du petit trochanter comme il a pu être réalisé dans le travail du Dr Belleville compte tenu de la difficulté de mesurer la taille des corticales à ce niveau, lorsque les radiographies étaient de mauvaise qualité.

Nous n'avons pas réalisé non plus de mesure au niveau du calcar, celui-ci ayant tendance à s'atrophier en cas de tige stable comme l'ont montré Engh et al(73).

Les différences d'agrandissement entre les mesures n'impactent pas le résultat final car l'ensemble des indices mesurés sont des ratios.

Cependant la rotation externe du fémur peut modifier la visibilité des corticales. Celle-ci étant quasi toujours présente dans l'attitude des traumatisés du col fémoral, nous avons voulu prendre en compte ce paramètre par la mesure de la largeur du petit trochanter.

En effet, plus le membre inférieur est en rotation externe, plus le petit trochanter apparaît large. Plus le fémur sera en rotation externe plus la mesure A sera large et majorera donc le CFI.

Notre mesure du CBR mettait ainsi en évidence un statut ostéoporotique chez la majorité de nos patients. Cependant notre mesure du CFI était en contradiction avec un CFI moyen supérieur à 3.

L'explication à cette non-concordance vient ainsi d'un biais de mesure spécifique au CFI évoqué précédemment, celui-ci s'appuyant sur une mesure A qui est soumise à la rotation du fémur.

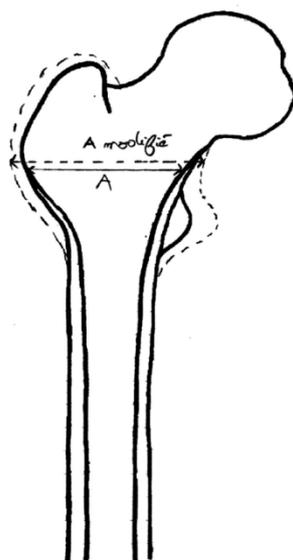


Figure 31 - Modification de la mesure A en fonction de la rotation du fémur (position en rotation externe en pointillés)

Or l'attitude des traumatisés de l'extrémité proximale du fémur comprend une rotation externe antalgique systématique. Le biais de mesure qui en résulte nous semble ainsi expliquer en grande partie cette différence.

En ce qui concerne l'indice cortical et sa relation avec le canal bone ratio, il existait une différence significative ($p < 0,001$) entre l'indice cortical moyen chez les patients ayant un CBR ostéoporotique ($\text{CBR} \geq 0,49$) et les autres patients. L'indice cortical moyen dans le groupe non ostéoporotique était ainsi à 1,03 contre 0,65 dans l'autre groupe.

Il existe ainsi une association entre CBR et indice cortical moyen de l'ensemble du fémur mais également aux différents niveaux de mesure.

Tableau 19 : Indice cortical en fonction du CBR

	Indice cortical A	Indice cortical B	Indice cortical C
Moyenne des patients avec un $\text{CBR} < 0,49$	0,53	1,16	1,38
Moyenne des patients avec un $\text{CBR} \geq 0,49$	0,38	0,72	0,86
Différence entre les 2 groupes	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$

Cette association statistique doit inciter à la méfiance même en présence de corticales épaisses au niveau distal (niveau C). Ce niveau qui est regardé classiquement pour juger d'un os ostéoporotique ne doit pas faire négliger des niveaux plus proximaux qui peuvent traduire tout aussi bien un os ostéoporotique.

2.4.2. Analyse post-opératoire immédiate

Ishii et al(81) ont montré que l'ostéointégration est directement dépendante du remplissage fémoral.

Nous avons ainsi retenu 4 niveaux de remplissage à évaluer d'après les études réalisées par Ishii et al (81) et d'Ambrosio et al(72). Nos résultats montraient un taux de remplissage moyen de 0,76. L'étude de D'Ambrosio et al retrouvait un CFR moyen de 0,71.

Un CFR > 0,70 est ainsi concordant avec une bonne ostéointégration.

Notre série retrouvait également 6,2% de fractures per-opératoire. Ce taux est proche de celui retrouvé dans la série de T Yli-Kyyny et al (82) qui trouvaient un taux de 7% dans leur groupe non cimenté avec une différence significative par rapport au groupe cimenté.

Fitzgerald et al(83) trouvaient un taux similaire de 6,3% de fractures per opératoire sur une série d'arthroplasties totales non cimentées.

Ces taux semblent cependant plus élevés que le taux de fractures pour les tiges cimentées retrouvé dans la littérature qui est de l'ordre de 0,4% dans le travail de RD et al(84) et de 1,8% pour Taylor et al (85). Ces études sont toutefois basées sur des arthroplasties totales de hanche et donc sur des sujets moins âgés et moins ostéoporotiques.

Il semble ainsi que la non-cimentation soit associée à un plus gros risque de fracture per opératoire. Cependant ces fractures n'empêchaient pas une bonne ostéointégration puisque celles-ci se sont toutes intégrées dans notre série.

Leurs conséquences sur la survie de l'implant semblent donc limitées dans notre série.

Concernant les facteurs de risque propres aux patients, nous avons retrouvé un sexe ratio de 2 femmes pour 1 homme dans le groupe fractures per opératoire.

Nos résultats sont en accord avec ceux de Moroni et al (86) ainsi que ceux de Lamb et al(87) qui trouvaient également le sexe féminin comme un facteur de risque de fracture per opératoire.

Au niveau des indices d'ostéoporose, il n'existait pas de différence significative ($p=0,088$) entre le groupe fracture per opératoire (CBR = 0,49) et le groupe absence de fracture (CBR = 0,54).

Bigart et al (88)avaient retrouvé une différence significative du CBR entre leur groupe contrôle et leur groupe fractures. La différence avec notre étude s'explique principalement par le nombre peu élevé de fractures de notre série.

L'analyse de l'indice cortical retrouve lui cependant une différence significative au niveau B et C entre le groupe fractures et absence de fractures.

Tableau 20 : Indice cortical selon la survenue de fracture per opératoire

	Indice cortical A	Indice cortical B	Indice cortical C
Groupe « fracture per-opératoire »	0,41	1,02	1,27
Groupe « absence de fracture »	0,42	0,81	0,96
Différence entre les 2 groupes	$p = 0,90$	$p = 0,03$	$p = 0,007$

Ainsi dans notre travail, des corticales plus épaisses en distal semblent associées à un risque de fracture per opératoire plus élevé.

Ce résultat est également en contradiction avec le travail de Bigart et al(88) qui retrouvaient au contraire que des corticales plus fines en distal étaient associées à un plus gros taux de fracture.

Pendant cela traduit des fémurs plus étroits en distal ce qui limitait probablement la descente de la tige.

On peut faire l'hypothèse que le fait d'avoir des difficultés à descendre la tige, amène à descendre les râpes avec plus de contraintes, l'axe du fémur étant plus difficile à trouver. Ces râpes à la descente ou même à l'extraction conduisent à des fractures du calcar.

Il faut donc se méfier de fémurs aux corticales épaisses en distal qui pourraient sembler faussement rassurantes.

Fernandez et al(89) ne retrouvaient pas non plus de différences selon l'indice cortical, mais sans avoir mesuré celui-ci sur différents niveaux comme nous l'avons fait.

Il n'existait pas de différence significative selon le CFI entre le groupe fractures et le groupe contrôle ($p = 0,12$).

Tootsi et al(90) avaient retrouvé une différence selon le CFI mais en se basant sur une analyse morphologique du fémur découlant du CFI et non une analyse numérique, comme nous l'avons réalisé. Le CFI reste un indice peu fiable, selon nous, car difficile à mesurer sur un fémur fracturé avec des positions antalgiques rendant les radiographies peu reproductibles.

Concernant les facteurs de risques propres à la technique chirurgicale, nous avons retrouvé une répartition homogène de la taille des tiges parmi les fractures. Nos résultats sont en désaccord avec le travail de Barlas et al(91), qui disposaient cependant d'un groupe de 28 fractures per opératoires. Barlas recommande ainsi chez les femmes ostéoporotiques de sous-dimensionner la tige pour éviter les fractures per-opératoires.

Cette solution peut également s'envisager avec la tige PHARO® à notre sens, la collerette dont elle bénéficie pouvant nous prémunir d'un éventuel enfoncement sur un sous dimensionnement.

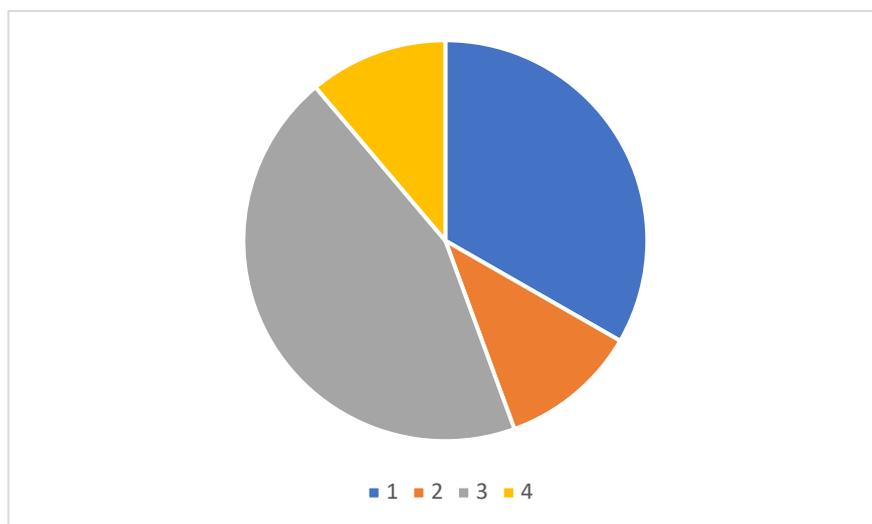


Figure 32 - Répartition des tiges chez les patients avec fracture per opératoire

Concernant le remplissage fémoral par la tige définitive, nous avons retrouvé une différence entre le groupe fractures et le groupe contrôle sans atteindre cependant de différence significative.

Tableau 21 : CFR selon la survenue de fracture per opératoire

	CFRa	CFRb	CFRc	CFRd	CFR global
Groupe « fractures per opératoire »	0,65	0,81	0,82	0,83	0,78
Groupe « absence de fractures »	0,64	0,78	0,80	0,80	0,75
Différence entre les 2 groupes	p = 0,64	p = 0,25	p = 0,58	p = 0,31	p = 0,31

L'étude de Fernandez-Fernandez et al(89) retrouvait également un CFR plus important pour le groupe fractures per opératoires mais sans atteindre pour autant une différence significative.

Les femmes présentaient un CFR cependant significativement plus important que les hommes et étaient plus à risque de fracture per op ce qui est un nouvel argument pour une association entre sexe féminin et fracture per opératoire.

Il nous semble judicieux d'être ainsi particulièrement attentif à ne pas être trop remplissant chez une patiente ostéoporotique, même s'il faut tolérer un press-fit moins important que chez un patient de sexe masculin.

Facteurs de risque de fractures per opératoires identifiés :

- Sexe féminin
- Indice cortical plus important en distal (niveau B et C)

13,6% des tiges pouvaient être considérées comme suspendues dans notre série.

Le CFR du groupe suspendu était significativement plus important que le groupe non suspendu, en particulier en distal (niveau C et D).

Tableau 22 : CFR en fonction de la suspension de la tige

	CFRa	CFRb	CFRc	CFRd	CFR global
Groupe « tiges suspendues »	0,62	0,81	0,84	0,85	0,78
Groupe « tiges non suspendues »	0,64	0,79	0,79	0,78	0,75
Différence entre les 2 groupes	p = 0,25	p = 0,26	p = 0,02	p = 0,001	p = 0,03

Les tiges suspendues étaient ainsi globalement plus encombrantes significativement.

Il existait également une différence significative au niveau de l'indice cortical distal (niveau B et C) entre les tiges suspendues et non suspendues.

Tableau 23 : Indice cortical selon la suspension de la tige

	Indice cortical A	Indice cortical B	Indice cortical C
Groupes tiges suspendues	0,47	0,98	1,20
Groupes tiges non suspendues	0,41	0,80	0,95
Différence entre les 2 groupes	p = 0,10	p = 0,007	p = 0,002

Un indice cortical distal important était ainsi associé à un risque plus important de suspension de la tige. Cela se comprend aisément par le rétrécissement du fut médullaire qu'impliquent des corticales imposantes.

Il existait également une différence significative entre les tiges suspendues et non suspendues pour le CBR (0,54 non suspendues vs 0,49 suspendues p = 0,01), qui traduit des corticales plus importantes en distal.

90% des tiges suspendues concernaient des femmes. Ceci s'explique par le fait que le Canal Fill Ratio était significativement plus important chez les femmes dans notre étude (p = 0,02).

2 fractures du calcar cerclées étaient associées avec une tige suspendue. Ceci peut s'expliquer techniquement par un cerclage trop serré sur la râpe d'essai qui va gêner la descente de l'implant final.

Facteurs de risque de suspension de la tige fémorale :

- CFR trop grand (tige trop remplissante)
- Sexe féminin
- Fractures du calcar
- Indice cortical distal important
- CBR faible

Nous avons retrouvé une différence significative de remplissage entre les hommes et les femmes au niveau A, B et C avec un remplissage plus important chez les femmes.

Nous pensons que cette différence peut s'expliquer par une plus faible qualité mécanique de l'os cortical au niveau distal chez les femmes, plus à même d'être remanié par les râpes de préparation fémorale pouvant ainsi donner une moins bonne sensation de stabilité

au chirurgien. Un argument pour cette hypothèse est la différence d'indice cortical que nous retrouvons entre homme et femme également au niveau distal avec des corticales qui semblent ainsi plus robustes et moins à même d'être préparées par les râpes.

Les fractures per opératoires n'étaient pas associées avec une valgisation/varisation immédiate post-opératoire.

Le principal facteur de risque de valgisation ou varisation de la tige en post-opératoire immédiat était un remplissage du fut insuffisant.

Nous retrouvons ainsi une différence significative au niveau global, avec en particulier un CFR plus bas au niveau B et D.

Tableau 24 : CFR selon la position frontale de la tige

	CFRa	CFRb	CFRc	CFRd
Tiges valgisées/varisées	0,65	0,70	0,76	0,67
Tiges positionnées dans l'axe	0,64	0,79	0,80	0,80
Différence entre les 2 groupes	p = 0,72	p = 0,04	p = 0,19	p < 0,001

Ce moindre remplissage au niveau métaphysaire et distal explique la possibilité de mobilisation de la tige dans le fut fémoral.

4,8% des tiges pouvaient ainsi être considérées dans une malposition dans le plan frontal.

Dans une étude similaire Eschen et al(92) avaient retrouvé un taux de 7,3%.

Le facteur principal conduisant à cette malposition semble ainsi être l'appréciation per opératoire du chirurgien de l'encombrement de sa tige fémorale.

Cependant ces valgisations/varisations n'avaient pas d'impact sur l'ostéointégration finale de la tige.

Il n'était pas retrouvé non plus d'association entre fracture per opératoire et malposition frontale post-opératoire de la tige.

2.4.3. Analyse post-opératoire au dernier recul

Boisgard et al(93) ont montré que les critères cliniques sont stabilisés à 12 mois et les critères radiologiques à 18 mois pour les prothèses de révision sans ciment et sans revêtement d'hydroxyapatite concernant l'ostéointégration. Nous avons ainsi émis l'hypothèse que des analyses intermédiaires n'apporteraient pas de puissance supplémentaire à ce travail.

Pour vérifier cette hypothèse, nous avons mesuré à nouveau nos critères de jugement à 12 mois +/- 1 mois chez les patients qui avaient bénéficié d'un suivi supérieur à 14 mois.

Cette analyse, qui a ainsi porté sur 31 patients, n'a retrouvé aucune différence significative entre la mesure à 1 an et au dernier recul des indices suivants :

- CBR ($p = 0,103$)
- Indice cortical A ($p = 0,19$)
- Indice cortical B ($p = 0,075$)
- Indice cortical C ($p = 0,28$)
- CFRa ($p = 0,11$)
- CFRb ($p = 0,56$)
- CFRc ($p = 0,47$)
- CFRd ($p = 0,84$)

Nous avons uniquement retrouvé une différence au niveau du CFI ($p = 0,007$), que nous expliquons à nouveau par un biais de mesure induit par la rotation externe du fémur.

Cette analyse démontre ainsi qu'une analyse intermédiaire entre les mesures à 1 an et au dernier recul apporte peu d'intérêt.

2.4.3.1. Ostéointégration

Notre population d'étude ne permettait pas de réaliser des scores cliniques compte tenu de la présence de nombreuses comorbidités (démence, troubles neurologiques de l'équilibre) conduisant à la grabatisation des patients et à la perte de données.

Nous avons d'abord utilisé le score d'Engh et Massin (73) pour évaluer l'ostéointégration.

Il dispose d'une bonne fiabilité intra observateurs comme l'ont montré Muir et al(94).

Cependant comme l'expliquent Roche et al(74), l'utilisation du Engh score peut être difficile à utiliser pour un observateur non expérimenté compte tenu des critères utilisés. Roche et al ont montré que la présence de ligne radiotransparente était aussi fiable que le Engh score pour évaluer rapidement l'ostéointégration ou non d'une tige non cimentée.

Toutes nos tiges sauf une étaient ainsi considérées comme ostéointégrées avec un recul moyen de 2 ans.

La seule tige non ostéointégrée avait un CFR post-opératoire global de 0,56, très éloigné du CFR moyen de 0,76 de notre série. Ce résultat est en accord avec le principe de Engh (95) selon lequel la survie de l'implant dépend du remplissage du fut par celui-ci.

Ce descellement a été responsable du seul enfoncement que nous avons constaté dans notre série.

Le score de Engh ne nous permettait pas de réaliser une analyse en sous-groupes.

Le O-SS score nous a permis, pour une analyse plus fine, de réaliser 2 groupes :

- Ostéointégration très bonne
- Ostéointégration bonne, moyenne ou mauvaise

Il n'existait pas de différences entre ces 2 groupes du CFR aux niveaux A, B, C et D.

Tableau 25 : CFR selon l'ostéointégration

	CFRa	CFRb	CFRc	CFRd
Ostéointégration très bonne	0,63	0,77	0,79	0,78
Ostéointégration bonne, moyenne ou mauvaise	0,64	0,79	0,80	0,80
Différence entre les 2 groupes	p = 0,43	p = 0,29	p = 0,52	p = 0,49

Nous n'avons pas non plus retrouvé de seuil de différence significative au niveau du score O-SS selon le CFR.

Le groupe « ostéointégration très bonne » avait un CBR initial à 0,56 contre 0,53 pour le groupe « bonne, moyenne ou mauvaise ».

On peut ainsi dire que les fémurs considérés comme plus ostéoporotiques initialement s'intégraient même mieux grâce à cette tige en hydroxyapatite. Cependant la différence n'était pas significative ($p = 0,10$).

L'analyse de l'indice cortical pré-opératoire selon l'ostéointégration retrouvait également une différence significative au niveau C.

Tableau 26 : Indice cortical selon l'ostéointégration

	Indice cortical A	Indice cortical B	Indice cortical C
Ostéointégration très bonne	0,36	0,73	0,80
Ostéointégration bonne, moyenne ou mauvaise	0,42	0,84	1,01
Différence entre les 2 groupes	p = 0,08	p = 0,10	p = 0,007

Ainsi une tige recouverte d'hydroxyapatite s'intégrera même mieux dans un fémur très ostéoporotique au niveau distal.

Il existait également une différence significative selon le sexe pour le score O-SS : les femmes avaient un score O-SS moyen à 19,3 contre 18,3 pour les hommes ($p = 0,04$).

Ce résultat est particulièrement intéressant car il vient s'opposer au travail de Ruff et al(96) qui montraient une capacité de remodelage osseux inférieur chez les femmes. L'hydroxyapatite semblerait ainsi à même de compenser cette différence.

Il n'existait pas de différence significative dans le score O-SS selon la taille des tiges ($p = 0,34$).

Facteurs de bonne ostéointégration fémorale

- Sexe féminin
- Indice cortical distal (niveau C) bas
- CFR suffisant

2.4.3.2. Indice cortical

Nous avons retrouvé une différence significative entre la mesure de l'indice cortical pré-opératoire et post-opératoire au dernier recul sur l'ensemble du fémur avec une différence particulièrement significative au niveau A, le plus proximal. Cette modification de l'indice cortical est pour nous la preuve de l'activité locale de l'hydroxyapatite.

Spotorno et al(97) analysaient qu'une hypertrophie isolée corticale était synonyme de contraintes mécaniques de la tige sur l'os due à une instabilité de celle-ci. Ainsi pour eux, une tige parfaitement ostéointégrée ne présentait pas d'hypertrophie corticale. Cependant ces tiges n'utilisaient pas d'hydroxyapatite. La différence significative de mesure de l'indice cortical que nous avons constatée concerne toute la longueur de la tige fémorale. Ces résultats nous affranchissent d'une éventuelle augmentation sur un seul niveau qui serait dû à un excès de contraintes engendré par la mauvaise intégration de la tige.

Il n'existait pas de différence selon le sexe. Cela peut être une surprise, compte tenu de l'importance hormonale dans la régénération osseuse. Deng et al(98) avaient ainsi montré une meilleure ostéogénicité des cellules osseuses des patients de sexe masculin.

Notre résultat montre que l'ostéointégration et en particulier la modification de l'indice cortical au contact de l'hydroxyapatite n'est pas sexe-dépendant.

Elle n'était pas non plus tige dépendante, ce qui était plus attendu.

Nous avons analysé le gain cortical en fonction du Canal Fill Ratio initial en formant 3 groupes :

- CFR < 0,75.
- CFR entre 0,75 et 0,80.
- CFR \geq 0,80.

Tableau 27 : Gain cortical selon le CFR

	Gain cortical A	Gain cortical B	Gain cortical C	Gain cortical global
CFR < 0,75	0,20	0,27	0,39	0,29
CFR entre 0,75 et 0,80	0,23	0,18	0,26	0,22
CFR >= 0,80	0,11	0,18	0,22	0,17
Différence significative entre les groupes	p = 0,009	p = 0,18	p = 0,06	p = 0,04

Cette analyse nous montre qu'il existe une différence significative entre les groupes selon le CFR. Un CFR trop élevé semble ainsi être un frein à une augmentation de l'indice cortical.

De plus la tige 1 avait un remplissage statistiquement moins important.

Le gain cortical global avec la tige 1 était de 0,25 vs 0,30 pour les autres tiges, donc inférieur cependant le seuil de significativité n'était pas atteint (p= 0,64).

Afin d'étudier le lien entre surface de contact et gain d'indice cortical, nous avons analysé s'il existait une différence de gain cortical entre le groupe « tiges suspendues » et « tiges non suspendues ».

Tableau 28 : Gain cortical selon la suspension de la tige

	Gain cortical A	Gain cortical B	Gain cortical C	Gain cortical global
Groupe « tiges suspendues »	0,19	0,09	0,11	0,13
Groupe « tiges non suspendues »	0,20	0,23	0,32	0,24
Différence entre les groupes	p = 0,78	p = 0,03	p = 0,017	p = 0,03

Ces résultats sont une preuve que l'augmentation de l'indice cortical est dépendante de la surface de contact. En effet il existe une différence significative de gain cortical en cas de tige suspendue, avec un gain inférieur. Une tige suspendue entrainera une surface de contact moindre en hydroxyapatite et os natif. Au contraire, le niveau A ne montre pas de différence de gain cortical en cas de tige suspendue car la surface de ce contact à niveau est la même.

Une fracture per opératoire n'affectait par contre pas le gain cortical.

Tableau 29 : Gain cortical selon la survenue de fracture per opératoire

	Gain cortical A	Gain cortical B	Gain cortical C	Gain cortical global
Groupe « fracture per opératoire »	0,19	0,14	0,21	0,18
Groupe « pas de fracture per opératoire »	0,19	0,21	0,30	0,23
Différence entre les groupes	p = 0,97	p = 0,37	p = 0,53	p = 0,54

Il n'y avait ainsi pas de différence significative sur le gain cortical entre les tiges ayant présenté une fracture per-opératoire et les tiges sans complications per opératoire.

Ce résultat doit ainsi, pour nous, nuancer l'argument souvent cité contre le non-cimenté du risque de fracture per-opératoire plus important sans cimentation. Il n'existe en effet pas dans notre étude de répercussions sur l'ostéointégration de ces tiges.

Nous avons également analysé la répercussion d'une tige en varus/valgus sur le gain cortical.

Tableau 30 : Gain cortical selon la position frontale des tiges

	Gain cortical A	Gain cortical B	Gain cortical C	Gain cortical global
Groupe « tiges valgusées/varusées »	0,53	0,27	0,32	0,25
Groupe « tiges axées »	0,18	0,21	0,29	0,23
Différence entre les groupes	p = 0,54	p = 0,65	p = 0,84	p = 0,84

Une malposition de la tige en valgus/varus n'entraînait pas de répercussions sur la modification de l'indice cortical.

Analyse de l'indice cortical :

- Augmentation significative de l'indice cortical sur l'ensemble du fémur
- Pas de différence selon le sexe, la taille de la tige, la position de la tige en varus/valgus
- Une suspension de la tige diminue le gain d'indice cortical
- Une fracture per-opératoire n'impacte pas le gain d'indice cortical
- Un CFR trop élevé en post-opératoire immédiat limite le gain d'indice cortical.

2.4.3.3. Canal Fill Ratio

L'augmentation de l'épaisseur corticale entre l'état pré-opératoire et post-opératoire était responsable d'une différence significative au niveau du canal fill ratio entre l'état pré-opératoire et post-opératoire.

De plus le CFR ne variait pas en fonction de la durée du suivi. A la lumière de cette donnée, on peut juger que le gain cortical a un potentiel limité jusqu'à environ un CFR équivalent à 0,80.

Kim et al(99) recommandent par ailleurs un remplissage de 80% pour assurer la meilleure survie de l'implant.

Nous retrouvons une différence significative au niveau C entre homme et femme au niveau du CFR. Ce résultat s'explique probablement par la plus grande incidence de fémur Dorr c(100) chez les femmes, qui permettait une descente plus aisée des râpes et donc une tige finale plus encombrante.

D'Ambrosio et al(72) retrouvaient également un CFR au plus bas au niveau A.

Nous pensons que ce CFR très en dessous des autres niveaux peut s'expliquer par le taux de suspension de nos tiges qui peut entraîner une diminution du remplissage.

Le CFR moyen dans l'étude de D'Ambrosio et al(72) était de 0,72 pour les tiges qu'ils considéraient bien ostéointégrées contre 0,76 dans notre étude. Il existait également selon eux une différence significative entre tiges ostéointégrées et non ostéointégrées selon le CFR.

Nous avons retrouvé une différence significative avec la tige la plus encombrante, la tige 5, au niveau distal. Ce résultat doit attirer l'attention sur l'utilisation de la tige 5 sur un fémur avec des corticales importantes en distal qui seront à l'origine d'un CFR élevé, pouvant gêner la descente de la tige, voire entraîner une fracture.

Nous avons analysé l'augmentation du CFR en fonction de la suspension de la tige.

Tableau 31 : Augmentation du CFR selon la suspension de la tige

	Augmentation du CFRa	Augmentation du CFRb	Augmentation du CFRc	Augmentation du CFRd	Augmentation du CFR global
Groupe « tiges suspendues »	0,06	0,04	0,07	0,007	0,04
Groupe « tiges non suspendues »	0,03	0,05	0,08	0,04	0,05
Différence entre les groupes	p = 0,09	p = 0,26	p = 0,73	p = 0,14	p = 0,55

La suspension de la tige n'avait pas d'impact sur l'augmentation du Canal Fill Ratio.

Nous avons également analysé le CFR final en fonction de la suspension de la tige.

Tableau 32 : CFR selon la suspension de la tige

	CFRa	CFRb	CFRc	CFRd	CFR global
Groupe « tiges suspendues »	0,69	0,84	0,92	0,86	0,83
Groupe « tiges non suspendues »	0,67	0,84	0,87	0,82	0,80
Différence entre les 2 groupes	p = 0,37	p = 0,96	p = 0,02	p = 0,11	p = 0,11

Nous avons retrouvé une différence significative sur le CFR au niveau c entre tige suspendue et non suspendue, avec un CFR plus important pour les tiges suspendues.

Cela peut être dû à un facteur de confusion : en effet les fémurs avec tiges suspendues ont tendance à avoir des futs plus étroits au niveau distal et par conséquent le CFR au niveau distal est toujours augmenté.

Analyse du CFR :

- Différence significative entre CFR post-opératoire immédiat et au dernier recul
- Pas d'impact de la suspension de la tige sur le gain de CFR
- Différence significative entre les hommes et les femmes au niveau C : fémurs plus étroits en distal chez les hommes (attention au risque de fractures)

2.4.3.4. Canal Bone Ratio et Canal Flare Index

Le CBR au dernier recul était de 0,48 soit une valeur qui permettait de considérer le fémur comme non ostéoporotique. Une majorité de nos patients (56%) voyait ainsi leur CBR se normaliser. C'est un nouvel argument en faveur d'une activité locale de l'hydroxyapatite. L'intérêt de diminuer l'ostéoporose fémorale après arthroplastie pourrait être de réduire le risque de fracture péri-prothétique.

Il n'existait pas de différence significative pour la diminution du Canal Bone Ratio selon le CFR.

Tableau 33 : Baisse du CBR selon le CFR

	CFR < 0,75	CFR entre 0,75 et 0,80	CFR >= 0,80	Différence entre les groupes
Baisse du CBR	-0,08	-0,05	-0,04	p = 0,60

Il existait par contre une différence significative entre le groupe « tiges suspendues » et « tiges non suspendues » pour la baisse du CBR : -0,02 pour le groupe « suspendues » et -0,07 pour le groupe « non suspendues » ($p=0,02$). En effet en cas de tige suspendue, la tige était moins en contact du fait de sa hauteur avec les corticales où s'effectuait la mesure du CBR. Donc il y a bien une activité locale de l'hydroxyapatite.

Dans notre analyse initiale, nous avons retrouvé une baisse significative du Canal Flare Index. Cependant nous avons supposé que cela était dû à un biais de mesure car la position antalgique pré-opératoire du fémur entraînait une rotation externe fémorale et donc une mesure de A plus importante.

Afin de prendre en compte ce paramètre, nous avons décidé de mesurer la largeur du petit trochanter afin d'établir un ratio à même de prendre en compte ce biais.

Nous multiplions ce ratio par le CFI pré-opératoire afin d'obtenir une mesure prenant en comptant la rotation du fémur.

Le ratio largeur du petit trochanter au dernier recul sur largeur du petit trochanter en pré-opératoire était en moyenne de 0,90, confirmant que la rotation du fémur était plus importante en pré-opératoire.

Nous avons donc ré analysé nos résultats sur le Canal Flare Index en prenant en compte ce ratio.

La moyenne du CFI était alors de 2,79, avec donc un statut ostéoporotique pour le fémur.

Il y avait une différence significative avec le CFI non corrigé ($p < 0,001$).

Le CFI moyen chez les hommes était de 2,84.

Le CFI moyen chez les femmes était de 2,78.

Il n'y avait pas de différence significative selon le sexe ($p=0,75$).

Il existait une différence significative entre le CFI pré-opératoire et au dernier recul ($p = 0,03$). Notre analyse corrigée montre ainsi une amélioration significative du CFI. L'augmentation moyenne était de 0,18.

Nous avons refait l'analyse également de l'augmentation du CFI selon la taille de la tige et la durée de suivi.

Tableau 34 : Augmentation du CFI selon la taille des tiges et la durée de suivi

Taille des tiges	1	2	3	4-5	Différence entre les groupes
Augmentation du CFI	0,29	0,08	0,18	0,30	P = 0,93
Durée de suivi	1 an-2ans	2 ans-3ans	3 ans – 4 ans	>4 ans	Différence entre les groupes
Augmentation du CFI	0,23	0,07	0,03	0,18	P = 0,98

Il n'y avait pas de différence significative selon la taille des tiges ou la durée de suivi dans l'augmentation du CFI.

Il n'y avait pas non plus de différence significative dans l'augmentation du CFI en fonction du CFR.

Tableau 35 : Augmentation du CFI selon le CFR

	CFR < 0,75	CFR entre 0,75 et 0,80	CFR >= 0,80	Différence entre les groupes
Augmentation du CFI	0,17	0,16	0,20	P = 0,98

Les tiges suspendues avaient une moyenne de CFI à 3,16. Elles avaient donc conservé un statut fémoral ostéoporotique selon le CFI. Cela s'explique logiquement car la tige a moins d'activité locale sur le niveau de mesure E du fait d'un moins grand contact et a par contre une plus grosse activité sur le niveau de mesure A d'où une forte augmentation du ratio CFI = A/E.

Les tiges non suspendues avaient un CFI à 2,73.

Il existait une différence significative (p = 0,03).

Concernant la concordance de la mesure des indices d'ostéoporose CBR et CFR :

- 79,4% des patients avaient à la fois un CFI < 3 et un CBR > 0,49 en pré-opératoire.
- 88,3% des patients avaient à la fois un CFI < 3 et un CBR > 0,49 au dernier recul.

Ces 2 indices étaient ainsi concordants chez 83,9% des patients.

Analyse du CFI et du CBR :

- Effet péjoratif de la suspension de la tige sur l'amélioration du CFI et du CBR
- CFI non fiable si pas de prise en compte de la rotation du fémur
- Amélioration significative du CFI si prise en compte de la rotation du fémur
- Concordance du CFI et CBR pour l'état ostéoporotique des patients

2.4.3.5. Complications

Nous avons retrouvé un taux de 4% de fractures péri-prothétiques au dernier recul.

Sur ces 6 fractures, 2 fractures concernaient le grand trochanter. L'absence ou la présence de ciment ne nous semble pas jouer sur l'incidence de fractures à ce niveau. Ainsi le taux réel de fractures péri-prothétiques imputables au type de tige est de 2,7%.

De plus sur les 4 fractures péri-prothétiques que nous avons analysées, 2 fractures étaient survenues précocement (à 2 mois et 8 mois) soit avant l'ostéointégration et régénération osseuse intégrale permise par l'hydroxyapatite au bout de 12 mois.

Ainsi notre taux de fracture n'était que de 1,4% en considérant le niveau des fractures et les tiges qui ont pu profiter du plein potentiel de l'hydroxyapatite.

Dans une méta-analyse de 2016, Abdel et al(101) retrouvaient un risque de fracture péri-prothétique 14 fois plus élevé pour les tiges non cimentées, sur une durée moyenne de suivi de 8 ans. Le taux de fracture sur tige non cimentée était de 3% contre 0,23% pour la tige cimentée. C'est un taux inférieur à notre étude ; cependant la moyenne d'âge n'était que de 66 ans.

De plus cette étude retrouvait des fractures du grand trochanter en majorité, ce qui nous semble peu associé au type de fixation.

Karam et al(102) avaient quant à eux retrouvé un taux de fracture identique entre le groupe cimenté et non cimenté, avec une moyenne d'âge des patients de 80 ans, proche de notre étude.

Il n'y a pas à ce jour, à notre connaissance, d'étude sur les arthroplasties intermédiaires de hanche dans les fractures du col chez les plus de 80 ans, du taux de fracture péri-prothétique avec une tige en hydroxyapatite, qui nous servirait de comparatif à notre taux.

Nous avons tenté de déterminer des facteurs de risque de survenue de ces fractures péri-prothétiques.

Une ostéointégration moins bonne selon le score O-SS n'était pas associée à un plus gros risque fracture péri-prothétique.

En effet tous les patients ayant présenté une fracture péri-prothétique avaient un score O-SS maximal avant la fracture.

Le sexe féminin semblait être un facteur de risque de fracture, car toutes les patientes avec fracture étaient de sexe féminin.

Abdel et al(101) confirment également que le sexe féminin est associé à un plus grand risque de fracture péri-prothétique.

Tableau 36 : Mesure des différences indices selon la survenue de fracture péri-prothétique

	CBR	CFI	Indice cortical A	Indice cortical B	Indice cortical C
Groupe « fractures péri-prothétiques »	0,47	3,3	0,65	1,00	1,17
Groupe « pas de fractures »	0,48	2,9	0,60	1,04	1,29
Différence entre les 2 groupes	p = 0,72	p = 0,15	p = 0,38	p = 0,76	p = 0,39

Le CBR, le CFI, l'indice cortical ne montraient pas de différence significative chez le groupe « fractures péri-prothétiques ».

Il n'y avait donc pas de différence sur le statut ostéoporotique entre les fémurs qui ont cassé et ceux qui sont restés intègres.

Tableau 37 : CFR selon la survenue de fracture péri-prothétique

	CFRa	CFRb	CFRc	CFRd
Groupe « fracture péri-prothétique »	0,65	0,89	0,92	0,85
Groupe « pas de fractures »	0,68	0,84	0,88	0,83
Différence entre les 2 groupes	P = 0,38	P = 0,11	P = 0,15	P = 0,62

Il n'y avait pas non plus de différence de remplissage entre les tiges avec fracture péri-prothétique et les autres.

Hormis le sexe féminin, nous ne sommes donc pas parvenus à identifier de facteur de risque de fracture péri-prothétique.

La survie de l'implant de notre série était excellente. Ce taux de 100% peut s'expliquer d'une part par le très faible taux d'infections retrouvé dans notre série qui est 0,7%.

Ce taux est très variable dans la littérature. Merrer et al(103) trouvaient ainsi un taux d'infection sur les hémiarthroplasties de 2,8% dans une étude multicentrique. Guren et al (104) trouvaient un taux 2 fois plus élevé, de 6% dans leur série.

Notre taux très faible d'infection peut s'expliquer par le biais de sélection de nos patients. Nous avons choisi de ne conserver que les patients avec un recul minimum de 1 an, ce qui entraîne obligatoirement une perte de données sur les complications précoces.

La population fragile des patients victimes de fractures du col contribuent également à de nombreux perdus de vue et des décès naturels qui diminuent encore artificiellement le taux de complications.

Une seule cotyloïdite (0,7%) dans notre série a motivé la réalisation d'une totalisation de l'arthroplastie.

Parker et al(105) retrouvaient également un taux très faible de cotyloïdite (0,3%). Cette complication peut être sous-estimée par le fait de la difficulté d'analyser les plaintes fonctionnelles de sujets souvent soumis à de lourds troubles cognitifs mais également par le fait que leur demande fonctionnelle peut être faible, permettant ainsi à la cotyloïdite de rester silencieuse.

Enfin nous avons retrouvé dans notre série 2 cas d'instabilité soit 1,3% des implants.

Ils concernaient pour l'un, l'articulation de la cupule mobile avec le cotyle et pour l'autre une luxation intraprothétique.

La littérature retrouve des taux d'instabilité de 3,4 à 4% selon les études(106). Ces différences s'expliquent probablement par le type de voie d'abord utilisée, la voie d'abord de Hardinge étant moins à risque d'instabilité que la voie postérieure.

En définitive, le taux de totalisation de notre série était de 1,3% et reste inférieur à celui retrouvé dans la littérature (5,6% pour Grosso et al(107)).

2.4.4. Limites

La principale limite de cette étude est le biais de mesure. En effet, les variations mesurées sont de l'ordre du dixième de millimètre, et la mesure sur logiciel radiographique reste perfectible.

Cependant nos données restent cohérentes avec l'ensemble des données de la littérature et la multiplication des scores et des indices nous permettent d'avoir confiance dans nos résultats.

Il existe également un biais de sélection car l'exclusion des patients suivis moins de 1 an entraînent une perte de données en particulier pour ce qui concerne les complications.

Notre étude cependant visait d'abord à étudier l'ostéointégration et inclure des patients suivis moins de 1 an aurait diminué la puissance des données sur l'ostéointégration.

Le nombre de patients de notre série peut être une limite, en particulier pour le nombre de complications qui est faible. Cela contribue en particulier à diminuer la puissance statistique de nos analyses et pourrait expliquer que nous n'avons pas trouvé (outre le sexe féminin) de facteur de risque de fracture péri-prothétique.

3. CONCLUSION

Notre travail apporte à notre sens du poids supplémentaire à la fixation non cimentée des prothèses intermédiaires de hanche chez le sujet âgé en cas de fracture du col du fémur.

L'excellente ostéointégration que nous avons constatée ainsi que les gains en matière d'indice cortical et l'amélioration des indices ostéoporotiques confirment que la tige recouverte d'hydroxyapatite est une option tout à fait viable pour le traitement de ces fractures.

Notre étude démontre également un effet trophique significatif de l'hydroxyapatite recouvrant une tige fémorale non cimentée dans les fractures du col du fémur. Elle assure à la fois une excellent ostéointégration mais également une augmentation de l'épaisseur corticale malgré la présence d'un os sénile.

Afin de confirmer ces résultats radiographiques, une étude clinique serait nécessaire pour assurer la bonne tolérance de l'implant.

Une étude sur la modification de l'indice cortical en cas de tige cimentée serait également intéressante, en particulier pour déceler un éventuel effet négatif par agression thermique sur l'os cortical.

BIBLIOGRAPHIE

1. Ärzteblatt DÄG Redaktion Deutsches. Schenkelhalsfrakturen in Deutschland: Prävention, Therapie, Inzidenz und sozioökonomische Bedeutung [Internet]. Deutsches Ärzteblatt. 2001 [cité 13 mars 2021]. Disponible sur: <https://www.aerzteblatt.de/archiv/27865/Schenkelhalsfrakturen-in-Deutschland-Prävention-Therapie-Inzidenz-und-soziooekonomische-Bedeutung>
2. Baudoin C, Fardellone P, Sebert J-L. Effect of sex and age on the ratio of cervical to trochanteric hip fracture: A meta-analysis of 16 reports on 36,451 cases. *Acta Orthop Scand*. 1 janv 1993;64(6):647-53.
3. Aubrun F. [Hip fracture surgery in the elderly patient: epidemiological data and risk factors]. *Ann Fr Anesth Reanim*. oct 2011;30(10):e37-39.
4. Perry BC. Falls among the elderly: a review of the methods and conclusions of epidemiologic studies. *J Am Geriatr Soc*. juin 1982;30(6):367-71.
5. Ostéoporose [Internet]. Inserm - La science pour la santé. [cité 13 mars 2021]. Disponible sur: <https://www.inserm.fr/information-en-sante/dossiers-information/osteoporose>
6. Melton LJ, Cummings SR. Heterogeneity of age-related fractures: implications for epidemiology. *Bone Miner*. juill 1987;2(4):321-31.
7. oberlin mouquet. Les modalités de prise en charge des fractures du col du fémur en France de 1998 à 2009. :8.
8. Kannus P, Parkkari J, Sievänen H, Heinonen A, Vuori I, Järvinen M. Epidemiology of hip fractures. *Bone*. janv 1996;18(1 Suppl):57S-63S.
9. Kenzora JE, McCarthy RE, Lowell JD, Sledge CB. Hip fracture mortality. Relation to age, treatment, preoperative illness, time of surgery, and complications. *Clin Orthop*. juin 1984;(186):45-56.
10. Sexson SB, Lehner JT. Factors affecting hip fracture mortality. *J Orthop Trauma*. 1987;1(4):298-305.
11. Schürch MA, Rizzoli R, Mermillod B, Vasey H, Michel JP, Bonjour JP. A prospective study on socioeconomic aspects of fracture of the proximal femur. *J Bone Miner Res Off J Am Soc Bone Miner Res*. déc 1996;11(12):1935-42.
12. van Balen R, Steyerberg EW, Polder JJ, Ribbers TL, Habbema JD, Cools HJ. Hip fracture in elderly patients: outcomes for function, quality of life, and type of residence. *Clin Orthop*. sept 2001;(390):232-43.
13. Lim YW, Kwon SY, Han SK, Sun DH, Choi SP, Kim YS. Postoperative mortality and factors related to mortality after bipolar hemiarthroplasty in patients with femoral neck fractures. *J Arthroplasty*. déc 2009;24(8):1277-80.
14. Schneppendahl J, Grassmann J-P, Petrov V, Böttner F, Körbl B, Hakimi M, et al. Decreasing mortality after femoral neck fracture treated with bipolar hemiarthroplasty during the last twenty years. *Int Orthop*. oct 2012;36(10):2021-6.
15. Garden RS. Low-angle fixation in fractures of the femoral neck. *J Bone Joint Surg Br*. 1 nov 1961;43-B(4):647-63.
16. Wavreille G. Orthopédie - Traumatologie. 5e édition actualisée. Editions MED-LINE; 2015. 380 p.
17. I. rappel anatomique [Internet]. [cité 13 mars 2021]. Disponible sur: <https://m.20-bal.com/pravo/23829/index.html>
18. Gašpar D, Crnković T, Durović D, Podsednik D, Slišurić F. AO group, AO subgroup, Garden and Pauwels classification systems of femoral neck fractures: are they reliable and reproducible? *Med Glas Off Publ Med Assoc Zenica-Doboj Cant Bosnia Herzeg*. août 2012;9(2):243-7.

19. Wootton R, Bryson E, Elsasser U, Freeman H, Green JR, Hesp R, et al. Risk factors for fractured neck of femur in the elderly. *Age Ageing*. août 1982;11(3):160-8.
20. Osteoporosis WSG on A of FR and its A to S for P, Organization WH. Evaluation du risque de fracture et son application au dépistage de l'ostéoporose post-ménopausique : rapport d'un groupe d'étude de l'OMS [réuni à Rome du 22 au 25 juin 1992] [Internet]. Genève : Organisation mondiale de la Santé; 1994 [cité 13 mars 2021]. Disponible sur: <https://apps.who.int/iris/handle/10665/39667>
21. Guerado E, Cruz E, Cano JR, Crespo PV, Alaminos M, Sánchez-Quevedo M del C, et al. Bone mineral density aspects in the femoral neck of hip fracture patients. *Injury*. janv 2016;47 Suppl 1:S21-24.
22. La Fracture du col du fémur - PDF Free Download [Internet]. [cité 13 mars 2021]. Disponible sur: <https://docplayer.fr/5018456-La-fracture-du-col-du-femur.html>
23. Amsellem D, Parratte S, Flecher X, Argenson J-N, Ollivier M. Non-operative treatment is a reliable option in over two thirds of patients with Garden I hip fractures. Rates and risk factors for failure in 298 patients. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. sept 2019;105(5):985-90.
24. Bel J-C, Hafez M, Erhard L, Forissier D, Frébault C, Herzberg G. 265 Résultats actuels du traitement initialement fonctionnel des fractures non déplacées du col fémoral chez les patients très âgés : à propos de 35 cas. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot - REV CHIR ORTHOP REPARAT APP*. 1 oct 2004;90:153-153.
25. Raaymakers EL, Marti RK. Non-operative treatment of impacted femoral neck fractures. A prospective study of 170 cases. *J Bone Joint Surg Br*. nov 1991;73(6):950-4.
26. Ishimaru D, Ogawa H, Maeda M, Shimizu K. Outcomes of elderly patients with proximal femoral fractures according to positive criteria for surgical treatment. *Orthopedics*. 7 mars 2012;35(3):e353-358.
27. Rogmark C, Johnell O. Primary arthroplasty is better than internal fixation of displaced femoral neck fractures: a meta-analysis of 14 randomized studies with 2,289 patients. *Acta Orthop*. juin 2006;77(3):359-67.
28. Min B-W, Kim S-J. Avascular necrosis of the femoral head after osteosynthesis of femoral neck fracture. *Orthopedics*. 18 mai 2011;34(5):349.
29. Bhandari M, Devereaux PJ, Swiontkowski MF, Tornetta P, Obrebsky W, Koval KJ, et al. Internal fixation compared with arthroplasty for displaced fractures of the femoral neck. A meta-analysis. *J Bone Joint Surg Am*. sept 2003;85(9):1673-81.
30. Tige de prothèse de hanche Excia® [Internet]. [cité 14 mars 2021]. Disponible sur: <https://www.bb Braun.ch/fr/products/b0/tige-de-prothesedehancheexcia.html>
31. He J-H, Zhou C-P, Zhou Z-K, Shen B, Yang J, Kang P, et al. Meta-analysis comparing total hip arthroplasty with hemiarthroplasty in the treatment of displaced femoral neck fractures in patients over 70 years old. *Chin J Traumatol Zhonghua Chuang Shang Za Zhi*. 2012;15(4):195-200.
32. Wang F, Zhang H, Zhang Z, Ma C, Feng X. Comparison of bipolar hemiarthroplasty and total hip arthroplasty for displaced femoral neck fractures in the healthy elderly: a meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord* [Internet]. 28 août 2015 [cité 14 mars 2021];16. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4552391/>
33. Parker MJ, Palmer CR. A new mobility score for predicting mortality after hip fracture. *J Bone Joint Surg Br*. sept 1993;75(5):797-8.
34. Alain-Charles MASQUELET, Mac Cullough C, Tubiana R. Voies d'abord chirurgicales du membre inférieur. MASSON; 2005. 424 p.
35. Lu-Yao GL, Keller RB, Littenberg B, Wennberg JE. Outcomes after displaced fractures of the femoral neck. A meta-analysis of one hundred and six published reports. *J Bone Joint Surg Am*. janv 1994;76(1):15-25.

36. Belleville R. Ostéointégration d'une tige fémorale non cimentée dans les arthroplasties intermédiaires de hanche chez les patients de plus de 80 ans. A propos d'une série de 194 cas [Internet] [other]. Université de Lorraine; 2014 [cité 14 mars 2021]. p. non renseigné. Disponible sur: <https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01770616>
37. Oh I, Carlson CE, Tomford WW, Harris WH. Improved fixation of the femoral component after total hip replacement using a methacrylate intramedullary plug. *J Bone Joint Surg Am.* juill 1978;60(5):608-13.
38. Mulroy RD, Harris WH. The effect of improved cementing techniques on component loosening in total hip replacement. An 11-year radiographic review. *J Bone Joint Surg Br.* sept 1990;72(5):757-60.
39. Holm NJ. The modulus of elasticity and flexural strength of some acrylic bone cements. *Acta Orthop Scand.* 1977;48(5):436-42.
40. NOBLE PC. The Optimum Cement Mantle for Total Hip Replacement: Theory and Practice. In *American Academy of Orthopaedic Surgeons; (Instructional Course Lectures; vol. 15).*
41. Ebramzadeh E, Sarmiento A, McKellop HA, Llinas A, Gogan W. The cement mantle in total hip arthroplasty. Analysis of long-term radiographic results. *J Bone Joint Surg Am.* janv 1994;76(1):77-87.
42. Keller JC, Lautenschlager EP, Marshall GW, Meyer PR. Factors affecting surgical alloy/bone cement interface adhesion. *J Biomed Mater Res.* 1980;14(5):639-51.
43. [histoire_prothese_optimise.pdf](http://www.cphr.fr/wp-content/uploads/2017/03/histoire_prothese_optimise.pdf) [Internet]. [cité 14 mars 2021]. Disponible sur: http://www.cphr.fr/wp-content/uploads/2017/03/histoire_prothese_optimise.pdf
44. Morscher EW, Widmer KH, Bereiter H, Elke R, Schenk R. [Cementless socket fixation based on the « press-fit » concept in total hip joint arthroplasty]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 2002;69(1):8-15.
45. Masson E. Reprise d'une prothèse fémorale descellée Le concept press-fit : ce qu'il faut savoir, éviter et faire... : Femoral press-fit concept in THA revision [Internet]. EM-Consulte. [cité 14 mars 2021]. Disponible sur: <https://www.em-consulte.com/article/294012/references/bb0075>
46. Le Cann S, Galland A, Rosa B, Le Corroller T, Pithioux M, Argenson J-N, et al. Does surface roughness influence the primary stability of acetabular cups? A numerical and experimental biomechanical evaluation. *Med Eng Phys.* sept 2014;36(9):1185-90.
47. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont.* oct 1998;11(5):491-501.
48. Les résultats cliniques et radiologiques des prothèses non cimentées de la hanche. :156.
49. Isaacson BM, Jeyapalina S. Osseointegration: a review of the fundamentals for assuring cementless skeletal fixation [Internet]. Vol. 6, *Orthopedic Research and Reviews.* Dove Press; 2014 [cité 14 mars 2021]. p. 55-65. Disponible sur: <https://www.dovepress.com/osseointegration-a-review-of-the-fundamentals-for-assuring-cementless--peer-reviewed-article-ORR>
50. Kieswetter K, Schwartz Z, Dean DD, Boyan BD. The role of implant surface characteristics in the healing of bone. *Crit Rev Oral Biol Med Off Publ Am Assoc Oral Biol.* 1996;7(4):329-45.
51. Bowers KT, Keller JC, Randolph BA, Wick DG, Michaels CM. Optimization of surface micromorphology for enhanced osteoblast responses in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(3):302-10.
52. Boyan BD, Lohmann CH, Dean DD, Sylvia VL, Cochran DL, Schwartz Z. Mechanisms Involved in Osteoblast Response to Implant Surface Morphology. *Annu Rev Mater Res.* 2001;31(1):357-71.

53. MAINARD D. LES SUBSTITUTS DE L'OS, DU CARTILAGE ET DU MENISQUE EN 2015. SAURAMPS MEDICAL; 2016.
54. Place des substituts de l'os dans les pertes de substances osseuses – Académie nationale de médecine | Une institution dans son temps [Internet]. [cité 14 mars 2021]. Disponible sur: <https://www.academie-medecine.fr/place-des-substituts-de-los-dans-les-pertes-de-substances-osseuses/>
55. Donaldson AJ, Thomson HE, Harper NJ, Kenny NW. Bone cement implantation syndrome. *Br J Anaesth.* janv 2009;102(1):12-22.
56. Olsen F, Kotyra M, Houltz E, Ricksten S-E. Bone cement implantation syndrome in cemented hemiarthroplasty for femoral neck fracture: incidence, risk factors, and effect on outcome. *Br J Anaesth.* nov 2014;113(5):800-6.
57. Lafont ND, Kalonji MK, Barre J, Guillaume C, Boogaerts JG. Clinical features and echocardiography of embolism during cemented hip arthroplasty. *Can J Anaesth J Can Anesth.* févr 1997;44(2):112-7.
58. Talsnes O, Vinje T, Gjertsen JE, Dahl OE, Engesæter LB, Baste V, et al. Perioperative mortality in hip fracture patients treated with cemented and uncemented hemiprosthesis: a register study of 11,210 patients. *Int Orthop.* juin 2013;37(6):1135-40.
59. Parvizi J, Holiday AD, Ereth MH, Lewallen DG. The Frank Stinchfield Award. Sudden death during primary hip arthroplasty. *Clin Orthop.* déc 1999;(369):39-48.
60. Gjertsen J-E, Lie SA, Vinje T, Engesæter LB, Hallan G, Matre K, et al. More re-operations after uncemented than cemented hemiarthroplasty used in the treatment of displaced fractures of the femoral neck: an observational study of 11,116 hemiarthroplasties from a national register. *J Bone Joint Surg Br.* août 2012;94(8):1113-9.
61. Yli-Kyyny T, Sund R, Heinänen M, Venesmaa P, Kröger H. Cemented or uncemented hemiarthroplasty for the treatment of femoral neck fractures? *Acta Orthop.* févr 2014;85(1):49-53.
62. Lo WH, Chen WM, Huang CK, Chen TH, Chiu FY, Chen CM. Bateman bipolar hemiarthroplasty for displaced intracapsular femoral neck fractures. Uncemented versus cemented. *Clin Orthop.* mai 1994;(302):75-82.
63. Goodman SB, Lind M, Song Y, Smith RL. In vitro, in vivo, and tissue retrieval studies on particulate debris. *Clin Orthop.* juill 1998;(352):25-34.
64. Meding JB, Ritter MA, Davis KE, Hillery M. Cemented and uncemented total hip arthroplasty using the same femoral component. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther.* févr 2016;26(1):62-6.
65. Hailer NP, Garellick G, Kärrholm J. Uncemented and cemented primary total hip arthroplasty in the Swedish Hip Arthroplasty Register. *Acta Orthop.* févr 2010;81(1):34-41.
66. Langslet E, Frihagen F, Opland V, Madsen JE, Nordsletten L, Figved W. Cemented versus Uncemented Hemiarthroplasty for Displaced Femoral Neck Fractures: 5-year Followup of a Randomized Trial. *Clin Orthop.* avr 2014;472(4):1291-9.
67. Keisu KS, Orozco F, Sharkey PF, Hozack WJ, Rothman RH, McGuigan FX. Primary cementless total hip arthroplasty in octogenarians. Two to eleven-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* mars 2001;83(3):359-63.
68. Cordero-Ampuero J, Garcia-Rey E, Garcia-Cimbrelo E. Proximal Femoral Bone Regeneration After an Uncemented Hydroxyapatite-coated Long-stem in Revision Hip Surgery. *Open Orthop J.* 30 mars 2018;12:125-33.
69. Juanico M, Burdin G, Lebel B, Sabatier C, Favennec Y, Hulet C. Les longues tiges fémorales verrouillées recouvertes d'hydroxyapatite : effet sur le stock osseux et analyse des échecs précoces. *Rev Chir Orthopédique Traumatol.* 1 juin 2012;98:S127-37.
70. Yeung Y, Chiu KY, Yau WP, Tang WM, Cheung WY, Ng TP. Assessment of the Proximal Femoral Morphology Using Plain Radiograph—Can it Predict the Bone Quality? *J*

Arthroplasty. 1 juin 2006;21(4):508-13.

71. Li Y-Z, Zhuang H-F, Cai SQ, Lin J-K, Yao XD, Pan Y-C, et al. Correlation of canal flare index of the proximal femur with bone mineral density of the femoral neck. *Chin J Tissue Eng Res.* 1 janv 2014;18:3178-83.
72. D'Ambrosio A, Peduzzi L, Roche O, Bothorel H, Saffarini M, Bonnomet F. Influence of femoral morphology and canal fill ratio on early radiological and clinical outcomes of uncemented total hip arthroplasty using a fully coated stem. *Bone Jt Res.* avr 2020;9(4):182-91.
73. Engh CA, Massin P, Suthers KE. Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components. *Clin Orthop.* août 1990;(257):107-28.
74. Roche O, Girard J, Canovas F, Migaud H, Bonnomet F, Goldschild M, et al. Assessment of fixation in cementless femoral revision of total hip arthroplasty: comparison of the Engh score versus radiolucent line measurement. *Int Orthop.* mai 2016;40(5):907-12.
75. Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Riley LH. Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. *J Bone Joint Surg Am.* déc 1973;55(8):1629-32.
76. Duncan CP, Masri BA. Fractures of the femur after hip replacement. *Instr Course Lect.* 1995;44:293-304.
77. Hofmann AA, Bloebaum RD, Bachus KN. Progression of human bone ingrowth into porous-coated implants. Rate of bone ingrowth in humans. *Acta Orthop Scand.* avr 1997;68(2):161-6.
78. Tanaka A, Kaku N, Tabata T, Tagomori H, Tsumura H. Comparison of early femoral bone remodeling and functional outcome after total hip arthroplasty using the SL-PLUS MIA stem with and without hydroxyapatite coating. *Musculoskelet Surg.* déc 2020;104(3):313-20.
79. Hofmann AA, Wyatt RW, France EP, Bigler GT, Daniels AU, Hess WE. Endosteal bone loss after total hip arthroplasty. *Clin Orthop.* août 1989;(245):138-44.
80. Garcia-Cimbrelo E, Garcia-Rey E, Cruz-Pardos A, Madero R. Stress-shielding of the proximal femur using an extensively porous-coated femoral component without allograft in revision surgery: a 5- to 17-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Br.* oct 2010;92(10):1363-9.
81. Ishii S, Homma Y, Baba T, Ozaki Y, Matsumoto M, Kaneko K. Does the Canal Fill Ratio and Femoral Morphology of Asian Females Influence Early Radiographic Outcomes of Total Hip Arthroplasty With an Uncemented Proximally Coated, Tapered-Wedge Stem? *J Arthroplasty.* juill 2016;31(7):1524-8.
82. Yli-Kyynty T, Ojanperä J, Venesmaa P, Kettunen J, Miettinen H, Salo J, et al. Perioperative complications after cemented or uncemented hemiarthroplasty in hip fracture patients. *Scand J Surg SJS Off Organ Finn Surg Soc Scand Surg Soc.* 2013;102(2):124-8.
83. Fitzgerald RH, Brindley GW, Kavanagh BF. The uncemented total hip arthroplasty. Intraoperative femoral fractures. *Clin Orthop.* oct 1988;(235):61-6.
84. Scott RD, Turner RH, Leitzes SM, Aufranc OE. Femoral fractures in conjunction with total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am.* juin 1975;57(4):494-501.
85. Taylor MM, Meyers MH, Harvey JP. Intraoperative femur fractures during total hip replacement. *Clin Orthop.* déc 1978;(137):96-103.
86. Moroni A, Faldini C, Piras F, Giannini S. Risk factors for intraoperative femoral fractures during total hip replacement. *Ann Chir Gynaecol.* 2000;89(2):113-8.
87. Lamb JN, Matharu GS, Redmond A, Judge A, West RM, Pandit HG. Risk Factors for Intraoperative Periprosthetic Femoral Fractures During Primary Total Hip Arthroplasty. An Analysis From the National Joint Registry for England and Wales and the Isle of Man. *J Arthroplasty.* déc 2019;34(12):3065-3073.e1.
88. Bigart KC, Nahhas CR, Ruzich GP, Culvern CN, Salzano MB, Della Valle CJ, et al.

Does Femoral Morphology Predict the Risk of Periprosthetic Fracture After Cementless Total Hip Arthroplasty? *J Arthroplasty*. juin 2020;35(6S):S359-63.

89. Fernandez-Fernandez R, García-Elias E, Gil-Garay E. Peroperative fractures in uncemented total hip arthrography: results with a single design of stem implant. *Int Orthop*. juin 2008;32(3):307-13.

90. Tootsi K, Lees L, Geiko B, Märtson A. Intraoperative complications in total hip arthroplasty using a new cementless femoral implant (SP-CL®). *J Orthop Traumatol Off J Ital Soc Orthop Traumatol* [Internet]. déc 2020 [cité 27 mars 2021];21. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7248161/>

91. Barlas KJ, Ajmi QS, Bagga TK, Howell FR, Roberts JA, Eltayeb M. Association of intra-operative metaphyseal fractures with prosthesis size during hemiarthroplasty of the hip. *J Orthop Surg Hong Kong*. avr 2008;16(1):30-4.

92. Eschen J, Kring S, Brix M, Ban I, Troelsen A. Outcome of An Uncemented Hydroxyapatite Coated Hemiarthroplasty for Displaced Femoral Neck Fractures: A Clinical and Radiographic 2-Year Follow-Up Study. *HIP Int*. 1 sept 2012;22(5):574-9.

93. Boisgard S, Moreau PE, Tixier H, Levai JP. [Bone reconstruction, leg length discrepancy, and dislocation rate in 52 Wagner revision total hip arthroplasties at 44-month follow-up]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. avr 2001;87(2):147-54.

94. Muir SW, Al-Ahaideb A, Huckell J, Johnson MA, Johnston DBC, Beaupre LA. Radiographic assessment of uncemented total hip arthroplasty: reliability of the Engh Grading Scale. *Can J Surg*. juin 2011;54(3):185-8.

95. Engh CA, Massin P. Cementless total hip arthroplasty using the anatomic medullary locking stem. Results using a survivorship analysis. *Clin Orthop*. déc 1989;(249):141-58.

96. Ruff CB, Hayes WC. Sex differences in age-related remodeling of the femur and tibia. *J Orthop Res*. 1988;6(6):886-96.

97. Spotorno L, Romagnoli S, Ivaldo N, Grappiolo G, Bibbiani E, Blaha DJ, et al. The CLS system. Theoretical concept and results. *Acta Orthop Belg*. 1993;59 Suppl 1:144-8.

98. Deng Z, Gao X, Sun X, Cui Y, Amra S, Huard J. Gender differences in tibial fractures healing in normal and muscular dystrophic mice. *Am J Transl Res*. 15 juin 2020;12(6):2640-51.

99. Kim YH, Kim VE. Uncemented porous-coated anatomic total hip replacement. Results at six years in a consecutive series. *J Bone Joint Surg Br*. janv 1993;75(1):6-13.

100. Raj Sinha MD, Vangalea Weems BS, Margaret Cutler RN. No Rationale for Gender Specific Femoral Stems for Total Hip Arthroplasty. *Reconstr Rev* [Internet]. 1 oct 2014 [cité 3 avr 2021];4(3). Disponible sur: <http://reconstructivereview.org/ojs/index.php/rr/article/view/78>

101. Abdel MP, Watts CD, Houdek MT, Lewallen DG, Berry DJ. Epidemiology of periprosthetic fracture of the femur in 32 644 primary total hip arthroplasties. *Bone Jt J*. 1 avr 2016;98-B(4):461-7.

102. Karam J, Campbell P, Desai S, Hunter M. Periprosthetic proximal femoral fractures in cemented and uncemented stems according to Vancouver classification: observation of a new fracture pattern. *J Orthop Surg* [Internet]. 10 mars 2020 [cité 5 avr 2021];15. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7063746/>

103. Merrer J, Girou E, Lortat-Jacob A, Montravers P, Lucet J-C, Groupe de Recherche sur l'Antibioprophylaxie en Chirurgie. Surgical site infection after surgery to repair femoral neck fracture: a French multicenter retrospective study. *Infect Control Hosp Epidemiol*. oct 2007;28(10):1169-74.

104. Guren E, Figved W, Frihagen F, Watne LO, Westberg M. Prosthetic joint infection—a devastating complication of hemiarthroplasty for hip fracture. *Acta Orthop*. août 2017;88(4):383-9.

105. Parker MJ, White A, Boyle A. Fixation versus hemiarthroplasty for undisplaced intracapsular hip fractures. *Injury*. juill 2008;39(7):791-5.
106. Guyen O. Hemiarthroplasty or total hip arthroplasty in recent femoral neck fractures? *Orthop Traumatol Surg Res*. 1 févr 2019;105(1, Supplement):S95-101.
107. Grosso MJ, Danoff JR, Murtaugh TS, Trofa DP, Sawires AN, Macaulay WB. Hemiarthroplasty for Displaced Femoral Neck Fractures in the Elderly Has a Low Conversion Rate. *J Arthroplasty*. 1 janv 2017;32(1):150-4.
108. Li W-C, Shih C-H, Ueng S, Shih H-N, Lee M, Hsieh P-H. Uncemented total hip arthroplasty in chronic hemodialysis patients. *Acta Orthop*. 1 févr 2010;81:178-82.
109. Giannoudis PV, Kanakaris NK. Periprosthetic Femoral Fractures. In: Lasanianos NG, Kanakaris NK, Giannoudis PV, éditeurs. *Trauma and Orthopaedic Classifications: A Comprehensive Overview* [Internet]. London: Springer; 2015 [cité 2 juin 2021]. p. 309-11. Disponible sur: https://doi.org/10.1007/978-1-4471-6572-9_69

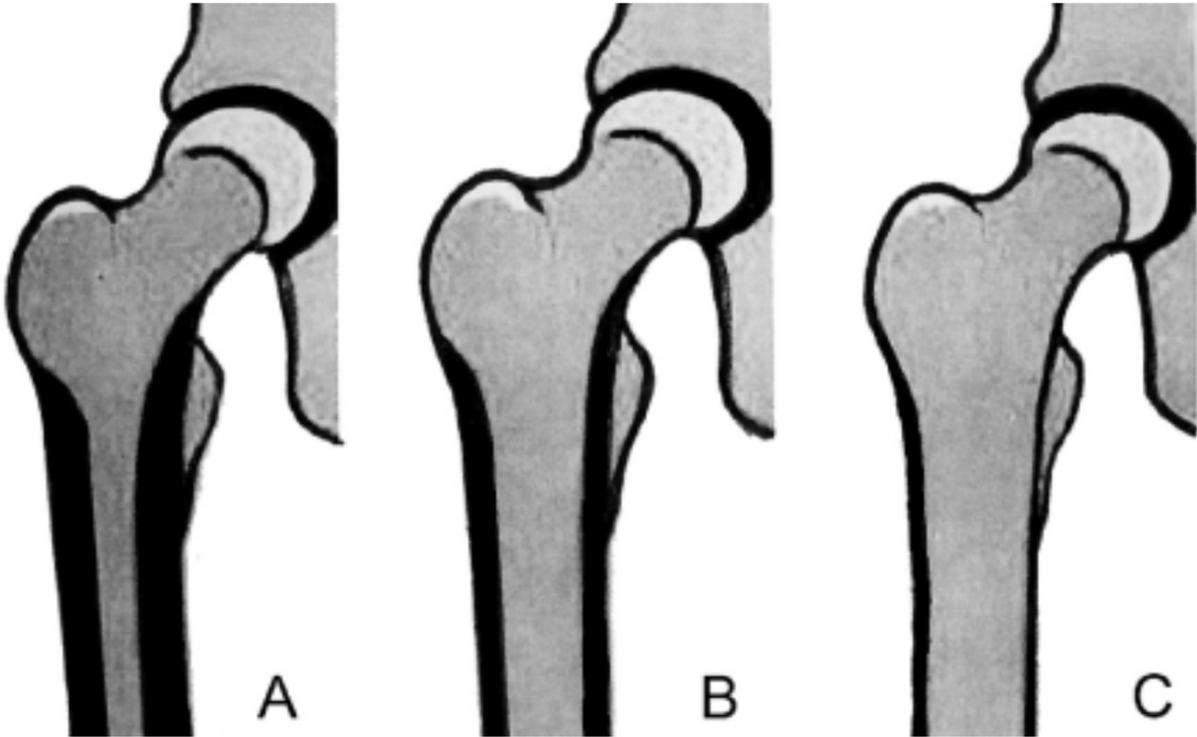
ANNEXES

Annexe 1 : Score de Engh et Massin (36)

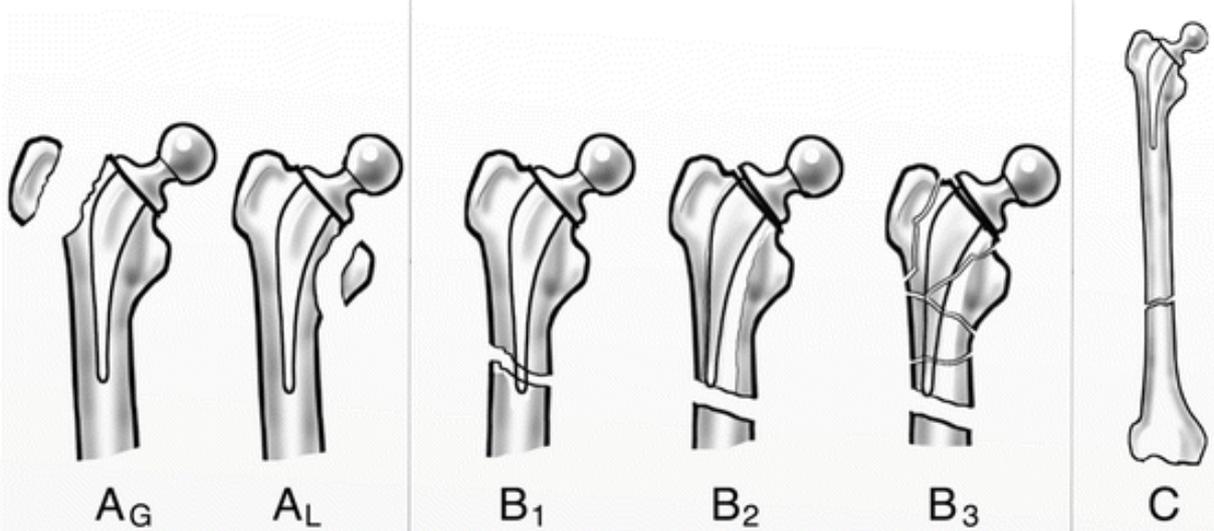
Score de Engh et Massin

Fixation	Zone réhabitable	Sans liseré 5	Liseré < 50% 0	Liseré > 50% -5
	Ponts osseux	Oui 5	Indéterminé 0	Non -2,5
Stabilité	Zone lisse	Sans liseré 5	Surface lisse non visible 0	Liseré extensif -5
	Piédestal	Non 2,5	Sous une tige stable 0	Piédestal sous une tige instable -3,5
	Détérioration zone réhabitable	Inchangée 2,5	Indéterminée 0	Liseré s'étendant -2,5
	Migration	Non 3	Indéterminée 0	Oui -5
	Calcar	Atrophie 3	Indéterminé 0	Hypertrophie -4
	Lacune osseuse	Non 1	Indéterminé 0	Oui -5

Annexe 2 : Classification de Dorr (108)



Annexe 3 : Classification de Vancouver (109)



VU

NANCY, le **4 juin 2021**

Le Président de Thèse

NANCY, le **14 juin 2021**

Le Doyen de la Faculté de Médecine

Professeur Didier MAINARD

Professeur Marc BRAUN

AUTORISE À SOUTENIR ET À IMPRIMER LA THÈSE/ **11789C**

NANCY, le **15 juin 2021**

LE PRÉSIDENT DE L'UNIVERSITÉ DE LORRAINE,

Professeur Pierre MUTZENHARDT

RESUME DE LA THESE

Introduction : La fixation de la tige fémorale dans l'hémiarthroplastie de hanche dans les fractures du col fémoral chez les plus de 80 ans reste un sujet de controverse compte tenu de la confrontation à un os sénile peu vascularisé. L'objectif de ce travail est de vérifier l'ostéointégration d'une tige fémorale non cimentée recouverte d'hydroxyapatite chez les patients de plus de 80 ans présentant une fracture du col fémoral ainsi que mesurer les indices de régénération osseuse péri-prothétique.

Matériel et méthodes : 146 patients âgés de plus de 80 ans ont été inclus entre 2006 et 2019. Il s'agit d'une étude rétrospective, monocentrique utilisant la tige PHARO® non cimentée, recouverte d'hydroxyapatite. Nous avons mesuré d'une part l'ostéointégration et d'autre part la modification de l'os cortical péri-prothétique à l'aide d'indices radiographiques.

Résultats : 99,3% des implants étaient ostéointégrés au dernier recul. Il existait une amélioration significative de l'indice cortical sur tous les niveaux, du CBR, du CFR et du CFI corrigé au dernier recul. 4% des implants ont présenté une fracture péri-prothétique sur un suivi moyen de 25 mois, sans impact sur l'ostéointégration.

Discussion : Une tige fémorale recouverte d'hydroxyapatite s'ostéointègre parfaitement dans un os sénile et contribue à une augmentation de l'épaisseur corticale péri-prothétique grâce à l'activité trophique de l'hydroxyapatite. L'augmentation de l'indice cortical se fait sur toute la longueur de la tige fémorale. Le nombre de fractures péri-prothétiques restait plus élevé que le taux de fractures retrouvé avec une tige cimentée dans la littérature.

Conclusion : Ce travail prouve l'intérêt de l'utilisation de l'hydroxyapatite sur un os sénile pour en améliorer l'épaisseur corticale. Une étude fonctionnelle reste nécessaire pour analyser les conséquences cliniques de cette activité.

TITRE EN ANGLAIS : Study of the osseointegration at 2 years of a femoral hydroxyapatite-covered stem in the hip hemiarthroplasty for the patients aged 80 ans over

THESE : MEDECINE SPECIALISEE - CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE ANNEE 2021

MOTS CLEFS : Arthroplastie intermédiaire de hanche, tige fémorale non cimentée, fracture du col du fémur, patients âgés, hydroxyapatite.

INTITULE ET ADRESSE :

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

Faculté de Médecine de Nancy

9, avenue de la Forêt de Haye

54505 VANDOEUVRE LES NANCY Cedex
