

Académie d'Orléans -Tours
Université François-Rabelais

FACULTE DE MEDECINE DE TOURS

Année 2011

N°

Thèse

pour le

DOCTORAT EN MEDECINE

Diplôme d'Etat

Par

LAFON Ludovic
Né le 15/06/1980 à Marseille

Présentée et soutenue publiquement le 20/10/2011

TITRE

Le cotyle RM press-fit®
Etude clinique, et de son ostéointégration
radiologique et scanner à court terme sur 72 cas.

Jury

Président de Jury : Monsieur le Professeur Favard

Membres du jury : Monsieur le Professeur Rosset

Monsieur le Docteur Brilhault

Monsieur le Docteur Druon

Monsieur le Docteur Faizon

UNIVERSITE FRANCOIS RABELAIS
FACULTE DE MEDECINE DE TOURS

DOYEN

Professeur Dominique PERROTIN

VICE-DOYEN

Professeur Daniel ALISON

ASSESEURS

Professeur Christian ANDRES, Recherche
Docteur Brigitte ARBEILLE, Moyens
Professeur Christian BINET, Formation Médicale Continue
Professeur Laurent BRUNEREAU, Pédagogie
Professeur Patrice DIOT, Recherche clinique

SECRETAIRE GENERAL

Monsieur Patrick HOARAU

DOYENS HONORAIRES

Professeur Emile ARON (†) - 1962-1966
Directeur de l'Ecole de Médecine - 1947-1962
Professeur Georges DESBUQUOIS (†)- 1966-1972
Professeur André GOUAZÉ - 1972-1994
Professeur Jean-Claude ROLLAND - 1994-2004

PROFESSEURS EMERITES

Professeur Patrick CHOUTET
Professeur Guy GINIES
Professeur Jacques LANSAC
Professeur Olivier LE FLOCH
Professeur Chantal MAURAGE
Professeur Léandre POURCELOT
Professeur Jean-Claude ROLLAND

PROFESSEURS HONORAIRES

MM. Ph. ANTHONIOZ - A. AUDURIER - Ph. BAGROS - G. BALLON - P. BARDOS - J. BARSOTTI
A. BENATRE - Ch. BERGER - J. BRIZON - Mme M. BROCHIER - Ph. BURDIN - L. CASTELLANI
J.P. FAUCHIER - B. GRENIER - M. JAN - P. JOBARD - J.-P. LAMAGNERE - F. LAMISSE - J. LAUGIER

G. LELORD - G. LEROY - Y. LHUINTRE - M. MAILLET - Mlle C. MERCIER - E/H. METMAN - J. MOLINE
 Cl. MORAINÉ - H. MOURAY - J.P. MUH - J. MURAT - Mme T. PLANIOL - Ph. RAYNAUD - Ch. ROSSAZZA - Ph. ROULEAU - A. SAINDELLE - J.J. SANTINI - D. SAUVAGE - M.J. THARANNE - J. THOUVENOT
 B. TOUMIEUX - J. WEILL.

PROFESSEURS DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS

MM.	ALISON Daniel	Radiologie et Imagerie médicale
	ANDRES Christian	Biochimie et Biologie moléculaire
	ARBEILLE Philippe	Biophysique et Médecine nucléaire
	AUPART Michel	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
	AUTRET Alain	Neurologie
Mme	AUTRET-LECA Elisabeth	Pharmacologie fondamentale ; Pharmacologie clinique
MM.	BABUTY Dominique	Cardiologie
Mmes	BARILLOT Isabelle	Cancérologie ; Radiothérapie
	BARTHELEMY Catherine	Physiologie
MM.	BAULIEU Jean-Louis	Biophysique et Médecine nucléaire
	BERNARD Louis	Maladies infectieuses ; maladies tropicales
	BESNARD Jean-Claude	Biophysique et Médecine nucléaire
	BEUTTER Patrice	Oto-Rhino-Laryngologie
	BINET Christian	Hématologie ; Transfusion
	BODY Gilles	Gynécologie et Obstétrique
	BONNARD Christian	Chirurgie infantile
	BONNET Pierre	Physiologie
	BOUGNOUX Philippe	Cancérologie ; Radiothérapie
	BRUNEREAU Laurent	Radiologie et Imagerie médicale
	BUCHLER Matthias	Néphrologie
	CALAIS Gilles	Cancérologie ; Radiothérapie
	CAMUS Vincent	Psychiatrie d'adultes
	CHANDENIER Jacques	Parasitologie et Mycologie
	CHANTEPIE Alain	Pédiatrie
	CHARBONNIER Bernard	Cardiologie
	COLOMBAT Philippe	Hématologie ; Transfusion
	CONSTANS Thierry	Médecine interne ; Gériatrie et Biologie du vieillissement
	CORCIA Philippe	Neurologie
	COSNAY Pierre	Cardiologie
	COTTIER Jean-Philippe	Radiologie et Imagerie médicale
	COUET Charles	Nutrition
	DANQUECHIN DORVAL Etienne	Gastroentérologie ; Hépatologie
	DE LA LANDE DE CALAN Loïc	Chirurgie digestive
	DE TOFFOL Bertrand	Neurologie
	DEQUIN Pierre-François	Thérapeutique ; médecine d'urgence
	DIOT Patrice	Pneumologie
	DU BOUEXIC de PINIEUX Gonzague	Anatomie & Cytologie pathologiques
	DUMONT Pascal	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
	FAUCHIER Laurent	Cardiologie
	FAVARD Luc	Chirurgie orthopédique et traumatologique
	FETISSOF Franck	Anatomie et Cytologie pathologiques
	FOUQUET Bernard	Médecine physique et de Réadaptation
	FRANCOIS Patrick	Neurochirurgie
	FUSCIARDI Jacques	Anesthésiologie et Réanimation chirurgicale ; médecine d'urgence
	GAILLARD Philippe	Psychiatrie d'Adultes
	GOGA Dominique	Chirurgie maxillo-faciale et Stomatologie
	GOUDEAU Alain	Bactériologie -Virologie ; Hygiène hospitalière

	GOUPILLE Philippe	Rhumatologie
	GRUEL Yves	Hématologie ; Transfusion
	GUILMOT Jean-Louis	Chirurgie vasculaire ; Médecine vasculaire
	GUYETANT Serge	Anatomie et Cytologie pathologiques
	HAILLOT Olivier	Urologie
	HALIMI Jean-Michel	Thérapeutique ; médecine d'urgence (Néphrologie et Immunologie clinique)
	HERAULT Olivier	Hématologie ; transfusion
	HERBRETEAU Denis	Radiologie et Imagerie médicale
Mme	HOMMET Caroline	Médecine interne, Gériatrie et Biologie du vieillissement
MM.	HUTEN Noël	Chirurgie générale
	LABARTHE François	Pédiatrie
	LAFFON Marc	Anesthésiologie et Réanimation chirurgicale ; médecine d'urgence
	LANSON Yves	Urologie
	LARDY Hubert	Chirurgie infantile
	LASFARGUES Gérard	Médecine et Santé au Travail
	LEBRANCHU Yvon	Immunologie
	LECOMTE Pierre	Endocrinologie et Maladies métaboliques
	LECOMTE Thierry	Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie
	LEMARIE Etienne	Pneumologie
	LESCANNE Emmanuel	Oto-Rhino-Laryngologie
	LINASSIER Claude	Cancérologie ; Radiothérapie
	LORETTE Gérard	Dermato-Vénérologie
	MACHET Laurent	Dermato-Vénérologie
	MAILLOT François	Médecine Interne
	MARCHAND Michel	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
	MARRET Henri	Gynécologie et Obstétrique
	NIVET Hubert	Néphrologie
	PAGES Jean-Christophe	Biochimie et biologie moléculaire
	PAINTAUD Gilles	Pharmacologie fondamentale, Pharmacologie clinique
	PATAT Frédéric	Biophysique et Médecine nucléaire
	PERROTIN Dominique	Réanimation médicale ; médecine d'urgence
	PERROTIN Franck	Gynécologie et Obstétrique
	PISELLA Pierre-Jean	Ophthalmologie
	QUENTIN Roland	Bactériologie-Virologie ; Hygiène hospitalière
	RICHARD-LENOBLE Dominique	Parasitologie et Mycologie
	ROBERT Michel	Chirurgie Infantile
	ROBIER Alain	Oto-Rhino-Laryngologie
	ROINGEARD Philippe	Biologie cellulaire
	ROSSET Philippe	Chirurgie orthopédique et traumatologique
	ROYERE Dominique	Biologie et Médecine du développement et de la Reproduction
	RUSCH Emmanuel	Epidémiologie, Economie de la Santé et Prévention
	SALAME Ephrem	Chirurgie digestive
	SALIBA Elie	Biologie et Médecine du développement et de la Reproduction
	SIRINELLI Dominique	Radiologie et Imagerie médicale
	THOMAS-CASTELNAU Pierre	Pédiatrie
	TOUTAIN Annick	Génétique
	VAILLANT Loïc	Dermato-Vénérologie
	VELUT Stéphane	Anatomie
	WATIER Hervé	Immunologie.

PROFESSEURS ASSOCIES

M.	HUAS Dominique	Médecine Générale
Mme	LEHR-DRYLEWICZ Anne-Marie	Médecine Générale
MM.	POTIER Alain	Médecine Générale

PROFESSEUR détaché auprès de l'Ambassade de France à Washington pour exercer les fonctions de Conseiller pour les affaires sociales

M. DRUCKER Jacques Epidémiologie-Economie de la Santé et Prévention

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS

Mme ARBEILLE Brigitte Biologie cellulaire
M. BARON Christophe Immunologie
Mme BAULIEU Françoise Biophysique et Médecine nucléaire
M. BERTRAND Philippe Biostatistiques, Informatique médicale et Technologies de Communication
Mme BLANCHARD-LAUMONIER Emmanuelle Biologie cellulaire
M BOISSINOT Eric Physiologie
Mmes BONNET-BRILHAULT Frédérique Physiologie
BRECHOT Marie-Claude Biochimie et Biologie moléculaire
MM. BRILHAULT Jean Chirurgie orthopédique et traumatologique
DESTRIEUX Christophe Anatomie
DUONG Thanh Hai Parasitologie et Mycologie
Mmes EDER Véronique Biophysique et Médecine nucléaire
FOUQUET-BERGEMER Anne-Marie Anatomie et Cytologie pathologiques
GAUDY-GRAFFIN Catherine Bactériologie - Virologie ; Hygiène hospitalière
M. GIRAUDEAU Bruno Biostatistiques, Informatique médicale et Technologies de Communication
Mme GOUILLEUX Valérie Immunologie
MM. GUERIF Fabrice Biologie et Médecine du développement et de la reproduction
GYAN Emmanuel Hématologie , transfusion
M. HOARAU Cyrille Immunologie
M. HOURIOUX Christophe Biologie cellulaire
Mme LARTIGUE Marie-Frédérique Bactériologie-Virologie ; Hygiène hospitalière
Mmes LE GUELLEC Chantal Pharmacologie fondamentale ; Pharmacologie clinique
MACHET Marie-Christine Anatomie et Cytologie pathologiques
MM. MARCHAND-ADAM Sylvain Pneumologie
MEREGHETTI Laurent Bactériologie-Virologie ; Hygiène hospitalière
Mme MICHEL-ADDE Christine Pédiatrie
M.M MULLEMAN Denis Rhumatologie
PIVER Eric Biochimie et biologie moléculaire
Mme SAINT-MARTIN Pauline Médecine légale et Droit de la santé
Mme VALAT Chantal Biophysique et Médecine nucléaire
M. VOURC'H Patrick Biochimie et Biologie moléculaire

MAITRES DE CONFERENCES

Mlle BOIRON Michèle Sciences du Médicament
Mme ESNARD Annick Biologie cellulaire
M. LEMOINE Maël Philosophie
Mlle MONJAUZE Cécile Sciences du langage - Orthophonie
M. PATIENT Romuald Biologie cellulaire

MAITRE DE CONFERENCES ASSOCIE A MI-TEMPS

M.M. LEBEAU Jean-Pierre Médecine Générale
ROBERT Jean Médecine Générale

PROFESSEUR CERTIFIE

M DIABANGOUAYA Célestin Anglais

CHERCHEURS C.N.R.S. - INSERM

MM.	BIGOT Yves	Directeur de Recherche CNRS – UMR CNRS 6239
	BOUAKAZ Ayache	Chargé de Recherche INSERM – UMR CNRS-INSERM 930
Mmes 930	BRUNEAU Nicole	Chargée de Recherche INSERM – UMR CNRS-INSERM
	CHALON Sylvie	Directeur de Recherche INSERM – UMR CNRS-INSERM
930		
MM.	COURTY Yves	Chargé de Recherche CNRS – U 618
	GAUDRAY Patrick	Directeur de Recherche CNRS – UMR CNRS 6239
	GOUILLEUX Fabrice	Directeur de Recherche CNRS – UMR CNRS 6239
Mmes 930	GOMOT Marie	Chargée de Recherche INSERM – UMR CNRS-INSERM
	HEUZE-VOURCH Nathalie	Chargée de Recherche INSERM – U 618
MM.	LAUMONNIER Frédéric	Chargé de Recherche INSERM - UMR CNRS-INSERM 930
	LE PAPE Alain	Directeur de Recherche CNRS – U 618
Mmes 930	MARTINEAU Joëlle	Chargée de Recherche INSERM – UMR CNRS-INSERM
	POULIN Ghislaine	Chargée de Recherche CNRS – UMR CNRS-INSERM 930

CHARGES D'ENSEIGNEMENT

Pour l'Ecole d'Orthophonie

Mme	DELORE Claire	Orthophoniste
M	GOUIN Jean-Marie	Praticien Hospitalier
M.	MONDON Karl	Praticien Hospitalier
Mme	PERRIER Danièle	Orthophoniste

Pour l'Ecole d'Orthoptie

Mme	LALA Emmanuelle	Praticien Hospitalier
M.	MAJZOUB Samuel	Praticien Hospitalier

Pour l'Ethique Médicale

Mme	BIRMELE Béatrice	Praticien Hospitalier
M.	MALLET Donatien	Praticien Hospitalier.

Remerciements

Je tenais par ces quelques lignes à remercier mes Maitres pour m'avoir accueilli dans leur service respectif et de m'avoir permis de profiter de leurs précieux enseignements tout au long de ma formation. Il règne une ambiance particulière dans le service, sereine, propice à l'investissement personnel de chacun des internes. J'ai pris beaucoup de plaisir à apprendre les bases de l'orthopédie et de la traumatologie parmi eux. Je leur en serais à jamais reconnaissant.

A Monsieur le Professeur Philippe Rosset, votre investissement pour le service, pour les patients est un exemple. Vous m'avez aiguillé, encouragé, soutenu tout au long de ce travail.

A Monsieur le Professeur Luc Favard, votre dextérité et votre habileté rendent votre enseignement au bloc opératoire limpide. Tout semble simple quand on vous voit opérer ou qu'on opère à vos côtés.

A Monsieur le Docteur Jean Brillhault, pour vos conseils avisés, votre grande disponibilité. Vous m'avez fait profiter au quotidien de votre expérience et de votre humilité.

A Monsieur le Docteur Gilles Faizon, votre accent m'a permis de ne pas être trop dépaysé. J'ai apprécié votre gentillesse et votre bonne humeur quotidienne.

A Monsieur le Docteur Jérôme Druon, tu deviens une référence dans la chirurgie prothétique et tu sais te rendre disponible pour nous faire profiter de cette expérience grandissante.

A Monsieur le Professeur Christian Bonnard, votre rigueur m'a poussé à prendre de l'assurance dans mes présentations et rendre plus fluide mon discours. Vous m'avez enseigné les bases de l'orthopédie et de la traumatologie pédiatrique.

A Monsieur le Docteur Jacky Laulan, votre technique opératoire est un exemple. La reproductibilité de vos gestes m'a permis d'avoir les idées claires sur la chirurgie de la main. Grâce à vous, les bouts de doigts ne seront plus jamais de simples bouts de doigts

A Monsieur le Docteur Manuel Couchot, ton aide et tes remarques m'ont beaucoup apporté dans la réalisation de ce travail. Allez les flèches !

A Messieurs les Docteurs François Bergerault et Benoit de Courtivron pour m'avoir fait découvrir la chirurgie pédiatrique.

A mes chefs passés et actuels, pour leurs soutiens, leurs encouragements, les gardes reposantes ou interminables : Ann, Emilie, François, Victor, Julien Be. Gregory, Vincent, Gilles, Marc, Julien H. et aussi à tous mes Co internes, n'oubliez pas que ce sera bientôt votre tour.

A Monsieur Pascal Garaud, pour votre aide de dernière minute et votre disponibilité.

A Madame Carole Grand-Couraut, vous m'avez fait gagner un temps précieux grâce à votre organisation et à votre mobilisation.

A tout le personnel des services d'orthopédie, les secrétaires, infirmières, cadres de santépanseuses ... c'est aussi grâce à vous que j'aime venir travailler chaque matin.

Je voudrais également remercier l'équipe du centre hospitalier Victor Jousselin à Dreux. J'y ai tenu pour la première fois un manche de bistouri. Merci aux Docteurs Laurent Merlo, Hafid N'Tidan, Xavier Barthes, Aboud Abo et Djimamnodji Dorio et tous les gens avec qui j'ai travaillé pendant cette année formidable. Je ne les ai pas oublié.

J'ai une pensée pour les amis que j'ai rencontré dans la région Alice, Carl, Marie, Jerem et Thuy, Mat et Vero, Marion et Nico, Seb et Cecile, Nico et Céline, Vero B ... mais aussi aux marseillais, si loin... mais toujours là quand on a besoin d'eux, Pitch, Phak et l'entreprise pitch déménagements qui à encore de beaux jours devant elle, Hakim et Nora, Manue et Flo, Lolo, Elo ... Votre présence et votre amitié à tous sont d'un grand réconfort au quotidien.

A mon petit frère Greg et ma grande sœur Nath, votre retour au bercail me donne envie. Qui sait ...

A mes Parents, qui ont tout fait pour me permettre de réaliser ce rêve de gosse, devenir Médecin. Aujourd'hui je suis chirurgien grâce à vous et à vos sacrifices, vous m'avez poussé, soutenu. Je ne pourrais jamais assez vous remercier.

A ma femme Audrey, pour la patience et le soutien dont tu fais preuve depuis tant d'années Je pense à tous les sacrifices faits, uniquement pour me permettre d'apprendre mon métier. Tu es toujours là pour m'épauler.

Table des Matières

<u>Introduction</u>	10
<u>Matériel et Méthode</u>	11
Malades.....	11
Présentation du cotyle RM press-fit®.....	11
Technique opératoire.....	12
Evaluation.....	12
1. Clinique.....	12
2. Radiographies.....	13
3. Scanners.....	15
- Etude qualitative.....	15
- Analyse quantitative.....	16
Tests statistiques.....	17
<u>Résultats</u>	19
Clinique.....	20
Analyse radiographique.....	21
Analyse qualitative des scanners.....	24
Analyse quantitative des densités osseuses.....	26
1. Reproductibilité.....	26
2. Variation des densités.....	26
<u>Discussion</u>	28
Les complications.....	28
Analyse radiologique.....	28
Analyse qualitative de la trame osseuse.....	29
Pourquoi le scanner ?.....	29
Analyse des scanners.....	31
Comparaisons séries sans ciments.....	31
Les cotyles cimentés.....	32
Usure du polyéthylène.....	32
<u>Conclusion</u>	33

Introduction

En France en 2010, selon l'Agence Technique de l'Information sur l'Hospitalisation, plus de 90.000 prothèses totales de hanche ont été posés. Les prothèses cimentées ont prouvé depuis longtemps leur longévité et leur fiabilité (^{4,11,13}). Leurs principales complications viennent des ostéolyses liées aux débris d'usures des polyéthylènes dans une population dont l'espérance de vie ne cesse d'augmenter.

Le développement des prothèses sans ciment s'est alors basé sur la possibilité d'une fixation « biologique » de la prothèse à l'os spongieux. Elles permettaient de plus l'apparition de nouveaux couples de frottement métal/métal ou céramique/céramique avec des têtes prothétiques de plus gros diamètre qui permettaient théoriquement de s'affranchir des problèmes d'usures et donc des complications liés aux débris tout en gagnant en stabilité.

La réduction de la durée d'intervention et probablement un effet de mode a favorisé l'essor de ce type d'implant et l'intérêt croissant des industriels pour le développement de ces implants.

Le descellement aseptique est l'une des principales complications de l'arthroplastie de hanche sans ciment^{9,13}. Les cupules sans ciment avec métal back ont déjà montré des résultats satisfaisants⁹ mais posent le problème de la modification des contraintes au niveau de l'acétabulum. En effet, plusieurs équipes ont montré, du fait de la rigidité du métal back et du pressfit, que les contraintes sont plus importantes en périphérie du cotyle³⁷ et diminuent en regard du toit du cotyle avec une densité osseuse moindre à ce niveau^{18,25,26,30,31,37}. Sabo et son équipe³⁰ ont mis en évidence une diminution de la densité osseuse péri acétabulaire à 2 ans de l'implantation d'une cupule rigide en pressfit. Wright et al.³⁷ qui ont utilisé des mesures scannographiques de sections d'os spongieux au dessus de cupules pressfit, retrouvent une diminution de 20 à 33 % de la densité de l'os spongieux à 1 an. De même, Mueller²³ a retrouvé en 2006 une diminution significative de la densité d'os spongieux autour de cupules non cimentées ainsi qu'une augmentation de la densité de l'os cortical au dessus de la cupule suggérant un transfert de masse vers la périphérie de l'implant.

L'examen de la trame osseuse à l'aide des radiographies est peu précis et peu reproductible^{8,35} et l'examen complémentaire de référence reste le scanner³⁵.

L'expérience du service concernant les implants non cimentés a débuté par l'utilisation de tiges fémorales recouvertes d'hydroxyapatite avec des résultats encourageants³⁴. Par la suite, les premiers cotyles sans ciment (Meije®, Tornier, France) ont été posés et G. Cohen⁵ a mis en évidence une usure importante du polyéthylène avec des granulomes et une répartition non harmonieuse des contraintes sur l'os. Ces constatations nous ont poussé à utiliser un autre type d'implant cotyloïdien non cimenté, sans métal back rigide.

Le cotyle RM press-fit® (Mathys, Suisse) est un polyéthylène non cimenté réalisé en UHMW-PE qui possède une élasticité proche de celle de l'os²¹. Ses propriétés mécaniques lui permettraient par l'absence de métal back une répartition plus harmonieuse de l'ensemble des contraintes. Le RM Classic®, dont il est l'évolution, a fait l'objet de nombreuses publications^{14,16,20,36} dont l'étude de Ihle¹⁶ qui mettait en évidence une survie à 20 ans de 94%.

Le caractère innovant et le faible recul vis à vis de cet implant rendent nécessaires l'étude de son évolution à court terme.

Le but de ce travail est d'évaluer l'ostéointégration du cotyle RM press-fit® ainsi que l'évolution de la trame osseuse du cotyle à court terme autour de cette cupule. Cette étude observationnelle est basée sur l'analyse de la survie de l'implant, de son ostéointégration, les modifications de la trame osseuse au niveau des radiographies et du scanner, et la comparaison des densités osseuses de la hanche opérée.

Matériel et Méthode

Malades

Les critères d'inclusion étaient la mise en place d'un cotyle RM press fit® lors d'une arthroplastie totale de hanche de première intention et ayant eu un scanner du bassin un an après l'arthroplastie. L'indication opératoire était laissée au choix de l'opérateur. Les contre-indications relatives étaient le défaut de couverture du toit du cotyle et la présence d'anomalies de la trame osseuse. 71 malades (72 hanches) ont été inclus et suivis avec un recul minimum de 1 an.

Présentation du cotyle RM press-fit®

Le cotyle RM press-fit® (Fig. 1) est une évolution du cotyle RM classic®. C'est un polyéthylène hautement réticulé de type UHMW-PE qui possède un module d'élasticité semblable à celui de l'os²¹. Il est recouvert d'une fine couche de titane pur (TiCP) (Fig. 2) sans rigidité structurelle qui permettrait à la cupule impactée dans la cavité cotyloïdienne d'avoir un comportement proche de l'os environnant. Il présente un dessin elliptique (Fig. 3) à faible déclivité polaire favorisant sa fixation primaire périphérique. Son press fit est de 1,6 mm.

Afin de pouvoir le repérer facilement et évaluer sa position ou sa mobilisation, il est serti d'un anneau en titane.

Il est disponible de 2mm en 2 mm dans les diamètres 46 mm à 64 mm et pour des têtes de diamètre 28 ou 32 mm.

Ce cotyle est stérilisé sous atmosphère inerte par des rayons gamma.

Le RM classic® a déjà fait l'objet de plusieurs publications^{16,27,36} alors qu'on ne retrouve à ce jour aucun article sur le RM press-fit® dans la littérature.



Figure 1 : le cotyle RM press fit

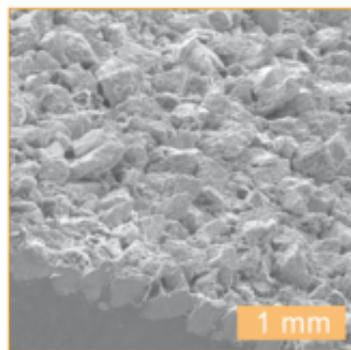


Figure 2 : son revêtement en titane



Figure 3 : dessin elliptique

Technique opératoire

L'étude était multi opérateurs (8 dont 3 séniors), 89 % des patients ont été opérés par trois chirurgiens seniors. Dans une salle avec flux laminaire vertical, le patient était installé en décubitus latéral. Trois voies d'abord ont été utilisées selon les opérateurs : la voie antéro latérale de Bauer (32 cas), la voie postéro latérale de Moore (38 cas) et la trochantérotomie (2 cas).

Le cotyle était impacté en press-fit après préparation de l'acétabulum à la fraise taille pour taille, à l'aide de repères anatomiques et selon le planning pré opératoire. La figure 4 reprend l'ensemble des tailles de cotyles posés dans cette série. La stabilité de l'implant était évaluée manuellement en per opératoire. Quatre autogreffes ont été réalisées pour combler l'arrière fond ou combler les géodes du toit du cotyle.

Le choix de l'implant fémoral était laissé au libre choix de l'opérateur. Il y avait 18 prothèses cimentées et 56 prothèses sans ciment et une tête céramique de diamètre 28 mm était associée systématiquement.

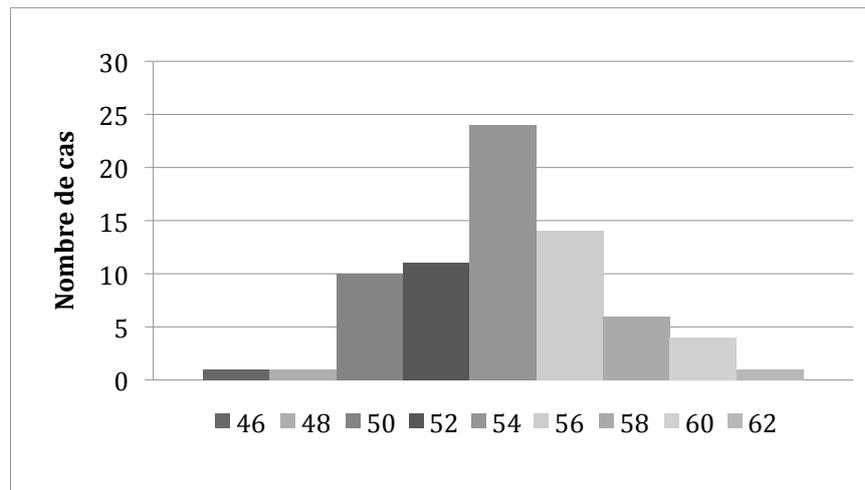


Figure 4 : Répartition des tailles d'implants de la série

L'antibioprophylaxie ainsi que la rééducation post opératoire suivaient les protocoles standardisés du service avec mise au fauteuil à l'ablation du Redon puis reprise du plein appui en fonction de la douleur. La marche était autorisée avec des cannes béquilles ou un déambulateur jusqu'à J45.

Evaluation

1- Clinique

Le recueil de données cliniques était fait par l'opérateur. L'évaluation clinique était faite par le calcul du score de Harris¹² en pré opératoire ainsi qu'à chaque contrôle radio clinique. Le résultat était considéré excellent quand le score de Harris était compris entre 90 et 100, bon entre 80 et 89, moyen entre 70 et 79 et mauvais s'il était inférieur à 70.

Le recueil de données radiographiques était fait par l'auteur. Des radiographies numérisées du bassin de face ainsi que de la hanche de face et de profil ont été réalisées en pré opératoire, post opératoire immédiat, puis au dernier recul. La mesure du diamètre apparent de la tête prothétique rapportée au diamètre réel (28 mm) de cette tête donnait le coefficient

d'agrandissement et permettait d'interpréter les mesures millimétriques. Un scanner de bassin était réalisé après 1 an post opératoire (en moyenne 17,5 mois (10- 34))

2- Radiographies

L'angle de couverture externe (ou VCE) a été évalué sur la radiographie de bassin de face en pré opératoire. La couverture du RM® était également évaluée sur les clichés post opératoires immédiats et au dernier recul. Elle était considérée comme complète si la totalité de la cupule était recouverte par de l'os ou incomplète dans le cas contraire. (Fig. 5).

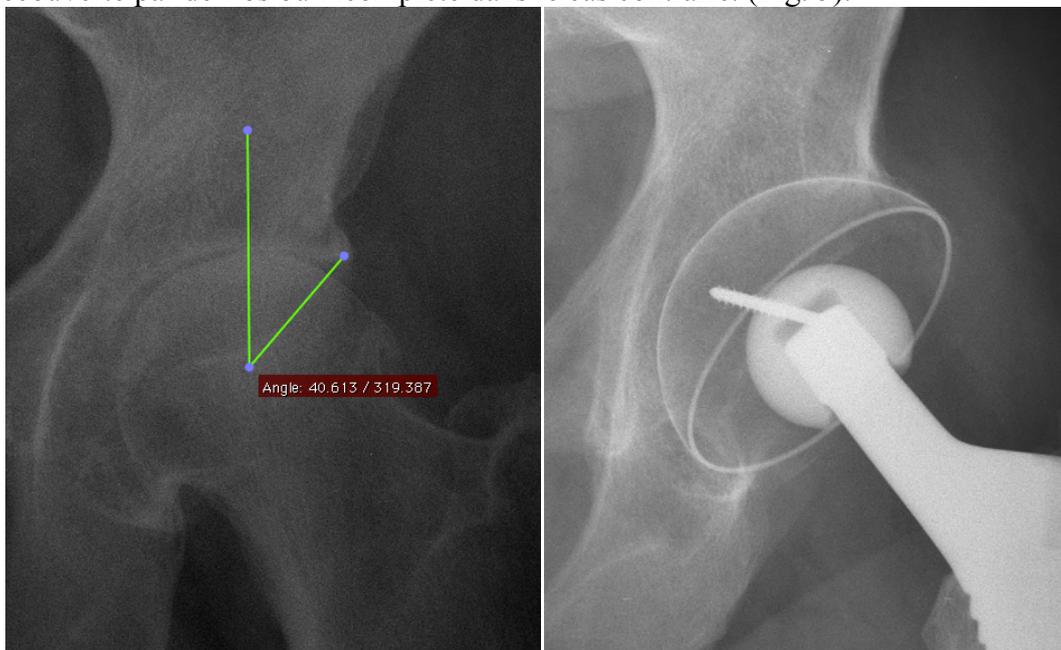


Figure 5 : Mesure du VCE à gauche et défaut de couverture externe prothétique à droite

Dans le plan frontal, l'inclinaison du cotyle était mesurée par rapport à la ligne des U radiologiques. L'antéversion prothétique était estimée en comparant la taille de l'ellipse prothétique sur le cliché de bassin de face et le cliché de la hanche de face. Un cotyle avec une ellipse plus petite sur le bassin de face que sur la hanche de face était considéré comme antéversé. Ces mesures étaient aussi faites au dernier recul.

L'étude de la position du centre de la hanche permettait de dépister une mobilisation de l'implant. Pour cela, le centre de la tête fémorale était repéré. Le faible recul de cette étude nous autorisait à considérer l'usure du polyéthylène comme négligeable et donc de considérer que le centre de la tête fémorale et le centre du cotyle étaient superposables. Le centre du cotyle était repéré par des coordonnées (X, Y) avec comme références des repères fixes après arthroplastie : la ligne tangente au bord inférieur des U, la perpendiculaire à cette ligne tangente au bord interne du U homolatéral.

Nous avons considéré qu'il y avait une mobilisation de l'implant s'il y avait une différence de plus de 5° d'inclinaison sur le bassin de face ou si l'une des coordonnées (X ou Y) présentait une différence de plus de 5 mm selon les critères de Bonnomet¹.

Afin d'évaluer la qualité du pressfit ainsi que la qualité du contact entre le fond de la prothèse et l'arrière fond osseux, les espaces visibles entre la prothèse et le cotyle osseux en post opératoire immédiat et au dernier recul ont été mesurés. Pour cela, nous avons considéré 2 zones : l'arrière fond et le toit du cotyle. La mesure du plus grand espace dans chacune de ces zones était réalisée en mm puis rapportée à la mesure de la tête fémorale prothétique dont le diamètre était connu (Fig. 6). Ainsi, les mesures étaient comparables d'un cliché à l'autre et permettaient d'évaluer leur évolution.

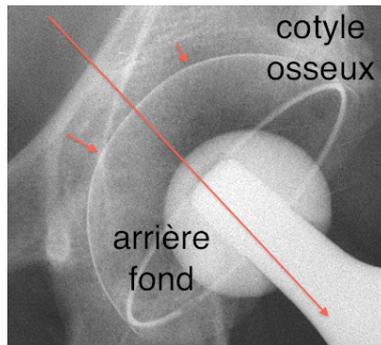


Figure 6 : Espace dans le cotyle osseux ou dans l'arrière fond

La présence de géodes, de condensations ou d'ossifications³ a été recherché sur les clichés de face et de profil ainsi que leurs localisations en fonction des zones de DeLee et Charnley⁶ (Fig. 7 et 8). Nous avons également recherché l'apparition d'un liseré sur le cliché au plus long recul absent sur le cliché post opératoire immédiat et correspondant à un défaut d'ostéointégration cotyloïdienne.

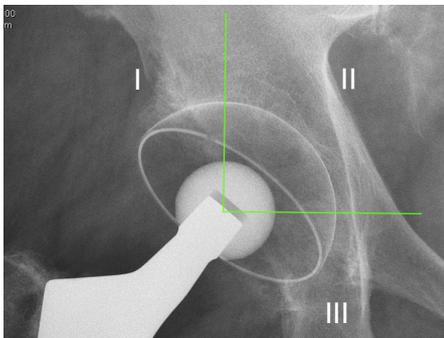


Figure 7 : Zones de Delee et Charnley de face

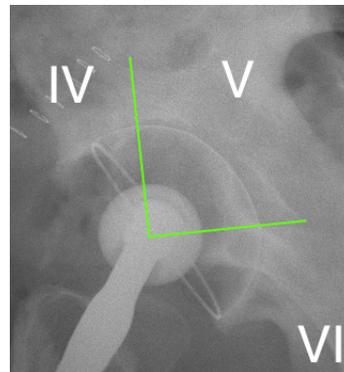


Figure 8 : Zones de Delee et Charnley de profil

Toutes ces mesures ont été réalisées à l'aide du logiciel Osirix® (Pixmeo SARL) dans sa version gratuite 32-bit (v 3.9.3). Un calque était réalisé pour chaque coté puis positionné à l'aide du logiciel aux différents repères cités plus haut, permettant de réaliser rapidement l'ensemble des mesures (Fig. 9).

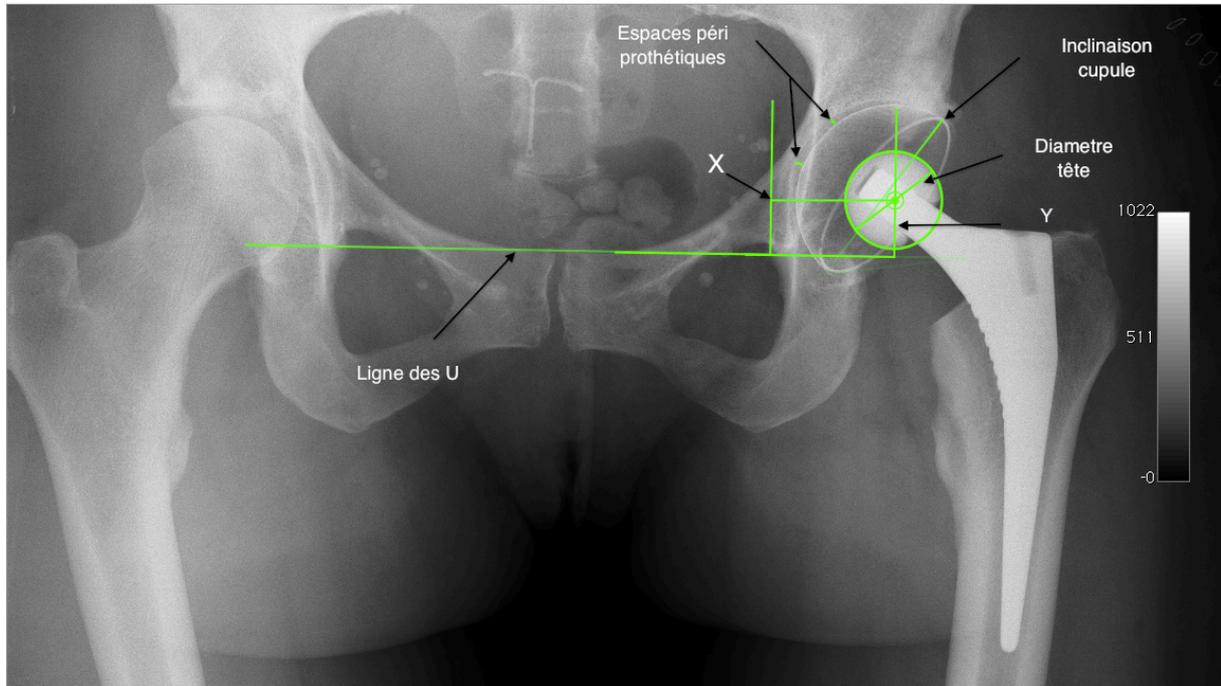


Figure 9 : calque avec les repères des différentes mesures

En se basant sur un travail de Grodet (communication au GESTO Bordeaux 2006, sur l'évolution de la trame osseuse lors de greffes et de la consolidation osseuse) qui a été repris par G. Cohen⁵, nous avons détaillé les modifications de la trame osseuse en zone portante. La trame osseuse était notée comme densifiée, inchangée, estompée, disparue ou ostéolyse massive (Fig. 10, 11, 12).



Figure 10 : Analyse de la trame osseuse = trame densifiée

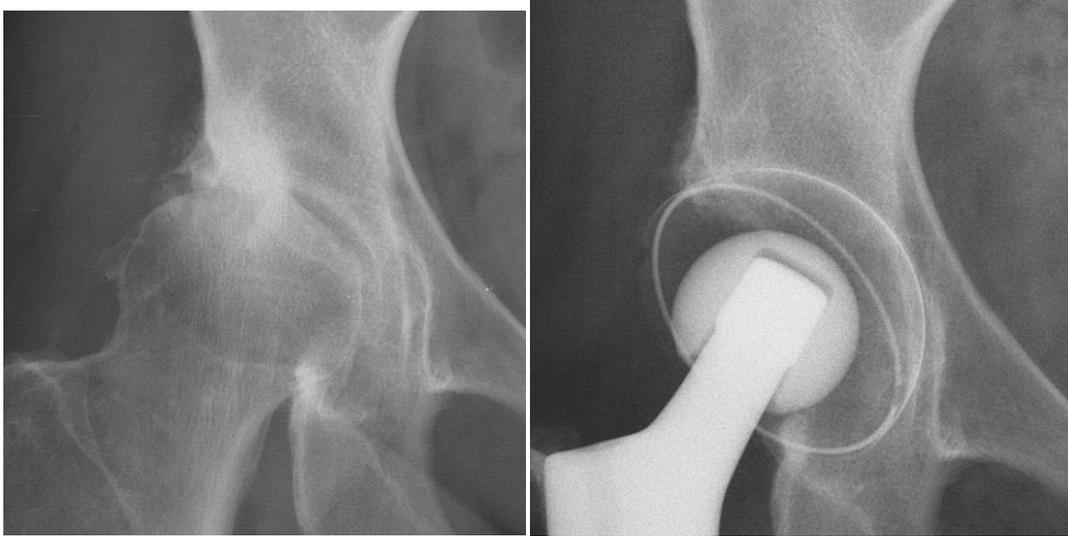


Figure 11 : Analyse de la trame osseuse = trame moins condensée, densifiée.

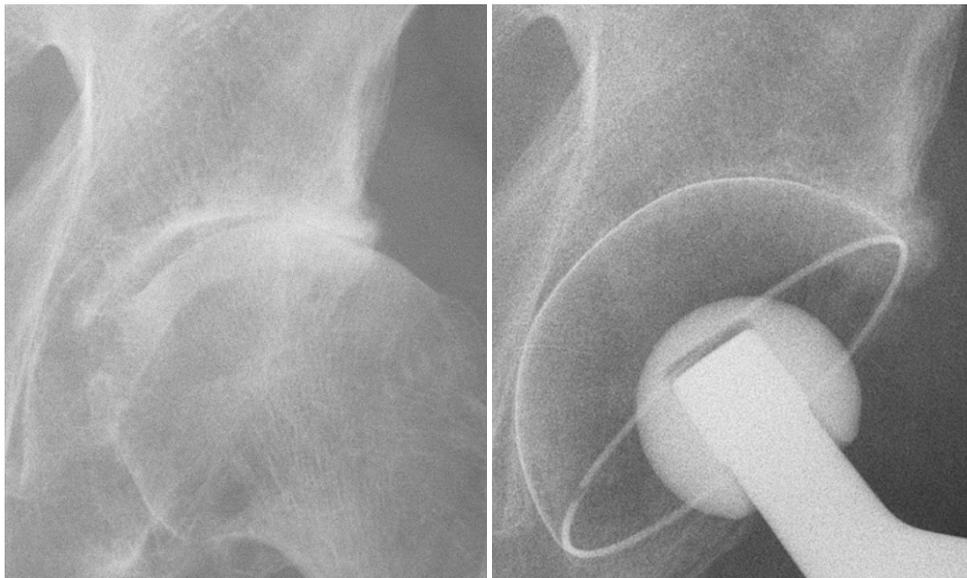


Figure 12 : Analyse de la trame osseuse = trame estompée avec disparition de la condensation supéro-externe

3- Scanners

- Etude qualitative

La qualité de la trame osseuse autour des cotyles RM® a été évaluée de manière subjective. L'homogénéité de la trame osseuse en zone portante était considérée comme homogène (Fig. 13 et 16) ou non en fonction de l'aspect au niveau du toit.

La continuité entre la périphérie de la prothèse et l'os spongieux était notée comme présente si l'on voyait des travées osseuses démarrant de la périphérie de la prothèse (Fig. 14 et 17) ou absente si ce n'était pas le cas.

Sur les coupes frontales, la présence ou non de travées orientées vers la corticale interne du cotyle était analysée et sur les coupes sagittales et axiales, la présence ou non de travées dirigées vers la corticale postérieure (Fig. 13 et 15) était aussi analysée.



Figure 13 : Trame osseuse homogène, travées orientées vers la corticale interne, présence d'une continuité os prothèse



Figure 14 : Continuité entre la périphérie de la prothèse et l'os spongieux

La présence ou non d'un espace entre la prothèse et l'os spongieux au niveau de la zone portante et de l'arrière fond était notée ainsi que le comblement éventuel de cet espace (Fig. 15)

Des géodes, une condensation osseuse ainsi que la présence d'une ostéolyse selon les critères de Kitamura¹⁹ ont été recherchées.



Figure 15 : Comblement de l'arrière fond



Figure 16 : Exemples d'une trame homogène avec continuité entre os est prothèse présente à gauche et non homogène à droite avec travées présentes



Figure 17 : Exemple de travées démarrant à distance de la prothèse

- Analyse quantitative

La densité de l'os spongieux du cotyle osseux autour des cupules RM® a été analysée en s'inspirant des travaux de Schreiber³². Le but était d'estimer la densité moyenne de l'os spongieux par la mesure de la densité en Unité Hounsfield de trois régions d'intérêt (ROI) au dessus du cotyle et de la comparer au coté opposé. Seuls les scanners de patients ayant une hanche opposée comparable (absence de prothèse ou de dysplasie prononcée) ont été utilisés afin que le patient puisse être son propre témoin.

Pour le choix des régions d'intérêt, nous avons utilisé les coupes scanners dans les 3 plans de l'espace pour étudier le toit du cotyle et centrer les mesures sur trois régions d'intérêt. Le logiciel Osirix® donnait accès aux coupes scannographiques dans les 3 plans de l'espace. Pour l'image de référence, le centrage se faisait sur la tête prothétique sur les 3 coupes. La coupe coronale servait de référence et permettait de mesurer la densité osseuse du cercle de plus grand diamètre en excluant les corticales au niveau de l'os spongieux du toit du cotyle (Fig. 18). Cette région était la ROI 1.

Les coupes axiales et sagittales étaient alors centrées sur la ROI 1. La ROI 2 correspondait au cercle de plus grand diamètre de la coupe axiale et la ROI 3 de la coupe sagittale (Fig. 19). La surface de chacune des 3 régions était notée et chaque mesure était de nouveau évaluée au coté opposé en respectant la localisation ainsi que le volume de chaque région. La hanche saine servait de témoin pour chaque scanner.

Ainsi, la moyenne des densités de ces 3 régions d'intérêt permettait une appréciation de la densité de l'os spongieux au dessus du cotyle.

Osirix® permettait de choisir l'épaisseur des coupes qui était réglée à environ 10 mm. En effet, les scanners n'ont pas tous été réalisés avec la même épaisseur mais comme chaque patient était son propre témoin, l'épaisseur de coupe était la même pour l'étude des 2 hanches d'un même patient.

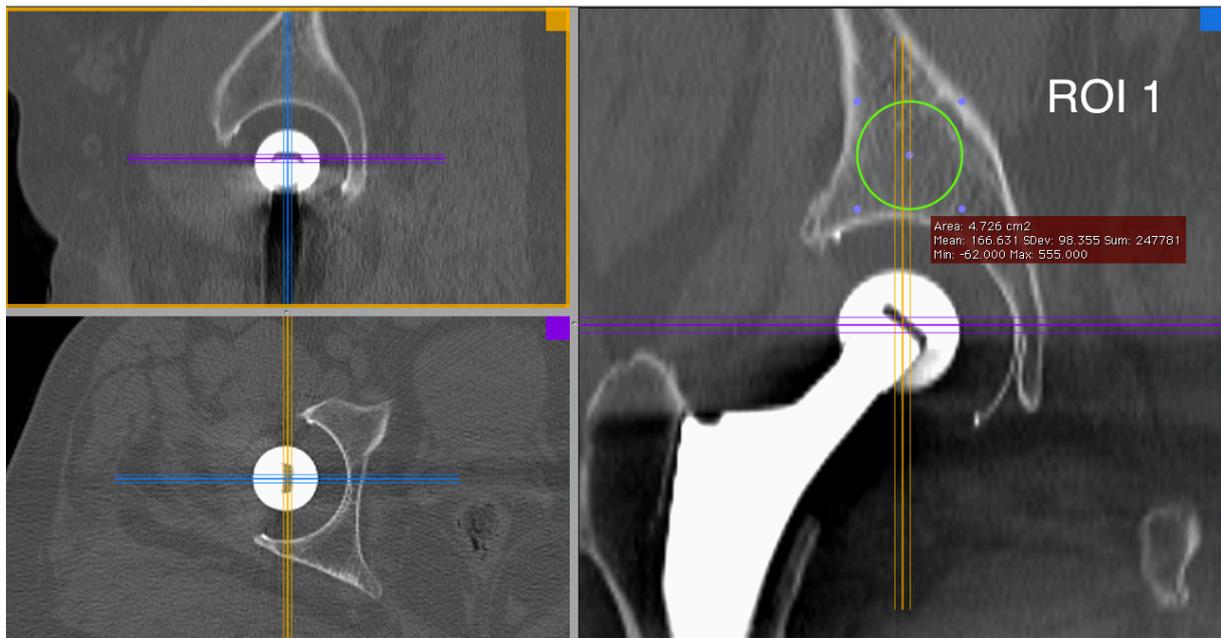


Figure 18 : Position de la ROI 1. Les 3 coupes sont centrées sur la tête prothétique

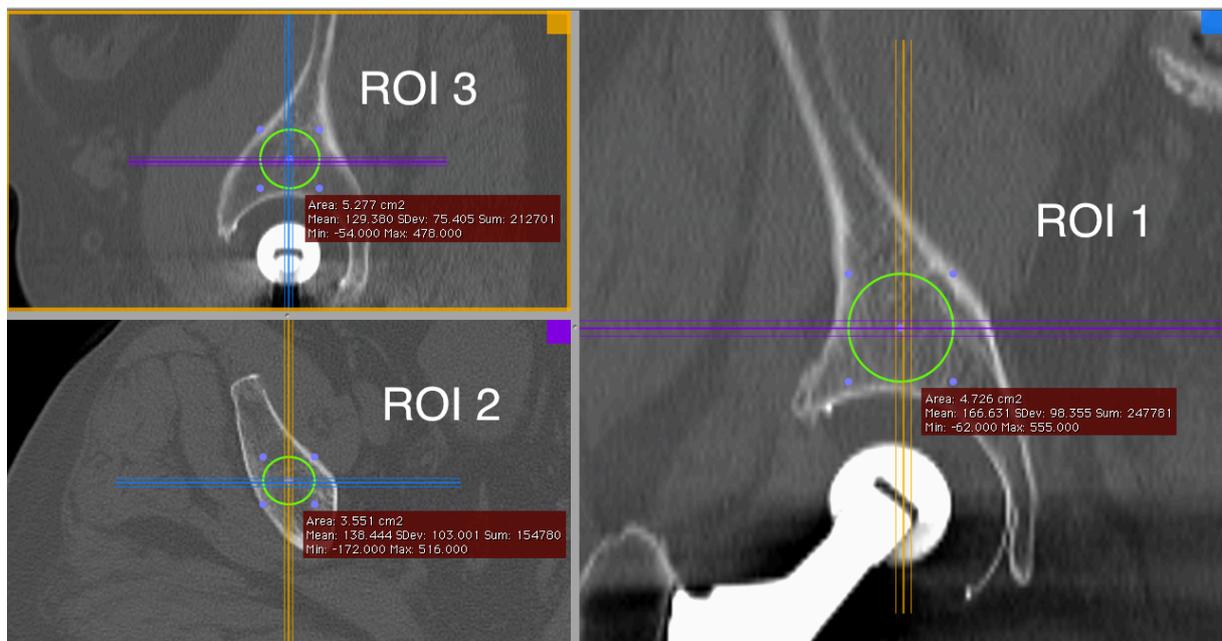


Figure 19 : Position des ROI 2 et 3. Les coupes dans le plan sagittal et axial sont centrées sur la ROI 1

Afin d'évaluer la reproductibilité de ces mesures, celles-ci ont été effectuées par deux observateurs indépendants et l'un des observateurs les a effectuées deux fois à quinze jours d'intervalle.

Tests statistiques

Les logiciels Excel® pour mac 2008 et Statview® nous ont permis de rassembler l'ensemble des données et de réaliser les calculs statistiques.

Pour la variabilité inter et intra observateur, nous avons étudié le coefficient de variation des mesures selon la formule suivante $CV\% = 100 \times [(\delta/\sqrt{2})/\mu]$ où δ représente l'écart-type de la différence entre les paires de mesure et μ est la moyenne de chaque paire de mesure. Cette formule a été utilisée pour chaque région d'intérêt. Cette formule nous a permis d'apprécier la variation entre 2 mesures. Cette variation est exprimée en pourcentage de la moyenne des 2 mesures.

La recherche d'une différence entre les densités s'est faite par le logiciel Statview. Afin d'améliorer la puissance des test, nous avons utilisé les mesures des 2 observateurs. Ces tests ont également été réalisés sur les mesures de chaque observateur de manière individuelle.

Résultats

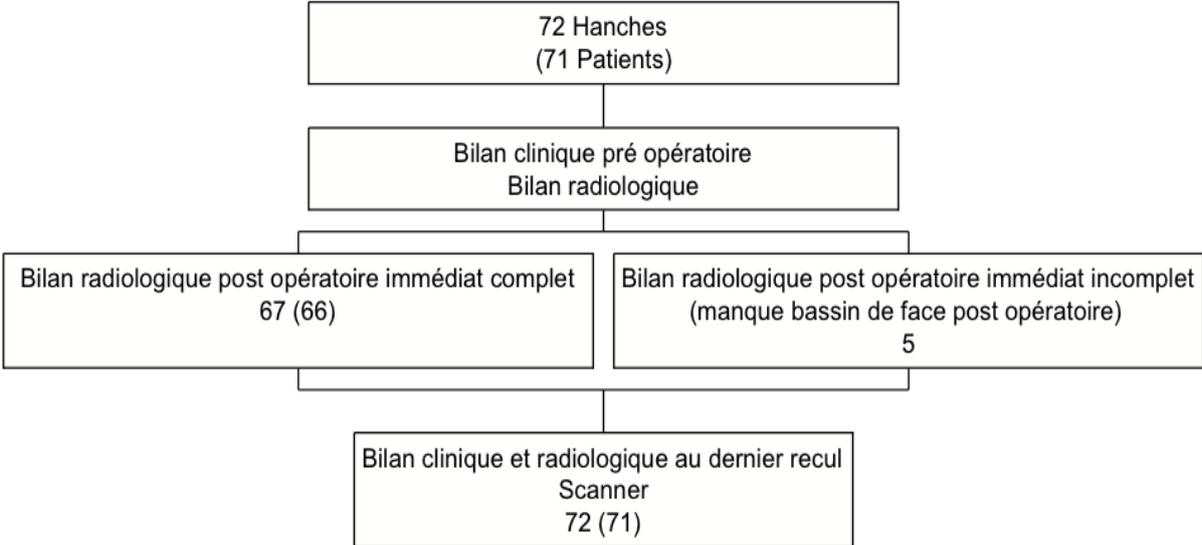


Figure 20 : Organigramme sur l'organisation de l'analyse clinique et radiologique

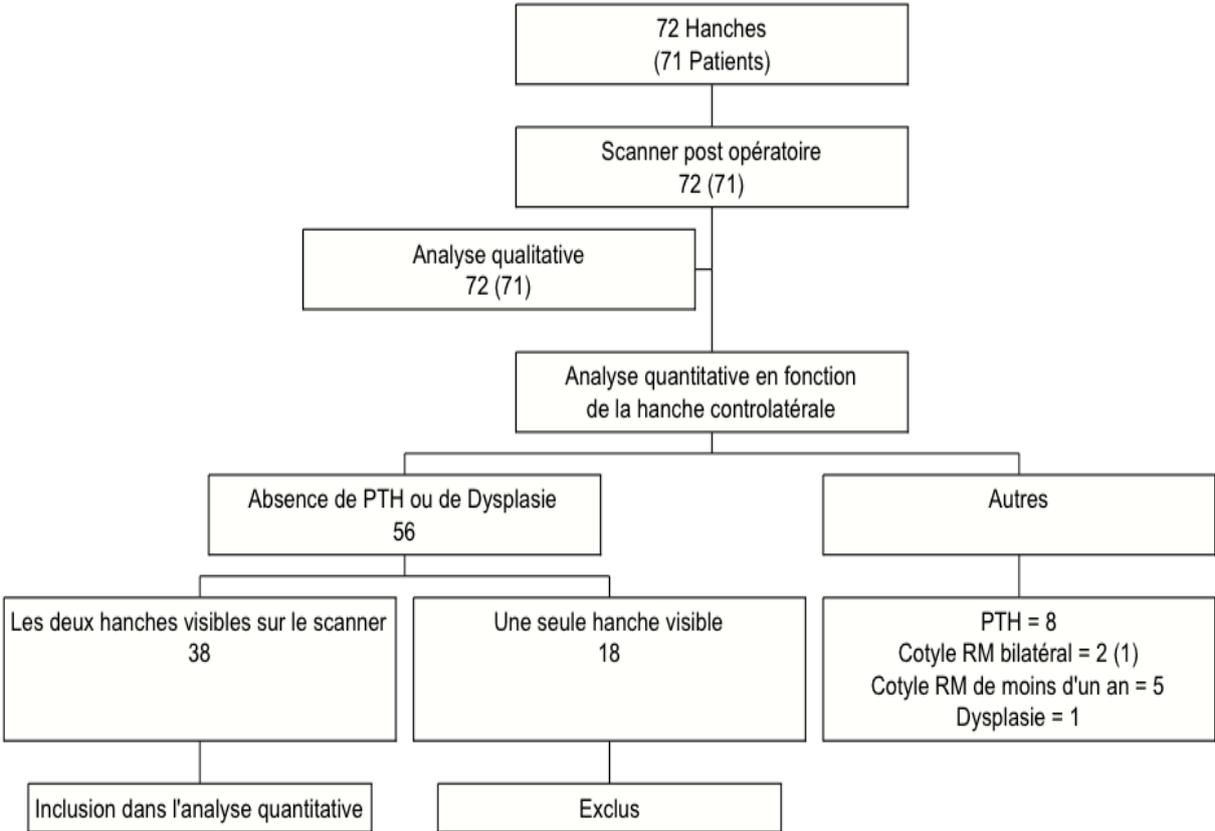


Figure 21 : Organigramme pour l'analyse des scanners

Clinique

71 patients ont été inclus dans cette étude pour un total de 72 hanches opérées. L'âge moyen à l'intervention était de 64,5 ans (36-80) et l'indice de masse corporel ($\text{Poids} / \text{Taille}^2$) était en moyenne de 27. Il y avait 43 hommes (dont le cas bilatéral) et 28 femmes.

L'indication principale était l'arthrose primitive (59 hanches), venaient ensuite les ostéonécroses aseptiques (5 cas), les dysplasies (5 cas), 2 cas de séquelles d'épiphysiolyse et une séquelle traumatique (Fig. 22).

Le délai moyen de suivi clinique et radiologique était de 20,5 mois.

En moyenne le score de Harris est passé de 52 en Pré opératoire à 94 au plus long recul. 77,7% (56 cas) des cas avaient un score excellent au dernier recul, 12,5 % (9 cas) avaient un score bon, et 2,7 % avaient un résultat mauvais (2 cas). Il n'y avait pas de variation significative du score de Harris en fonction de l'étiologie.

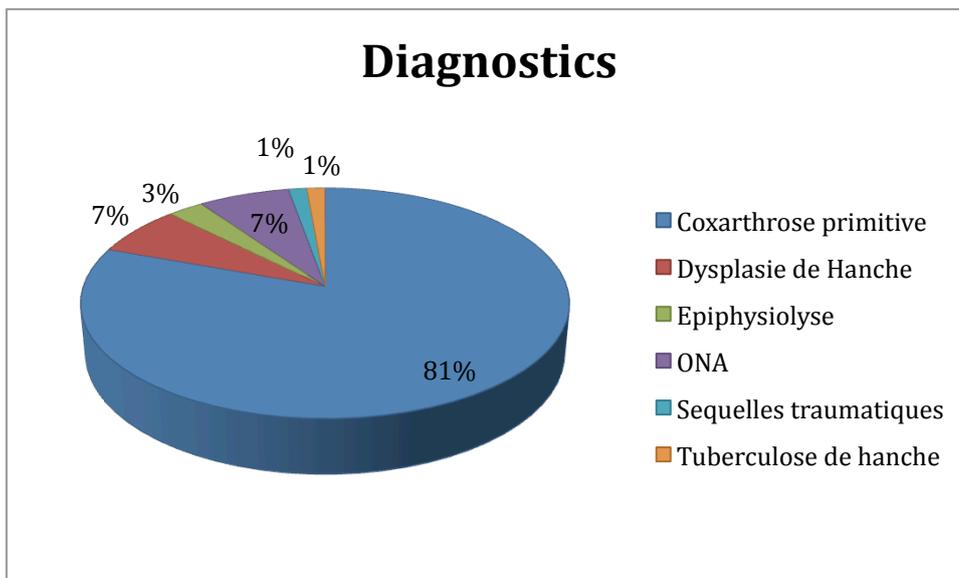


Figure 22 : Etiologies

Tous les patients ont été revus cliniquement au dernier recul (aucun perdu de vue). Il n'y a pas eu de changement que ce soit pour l'implant cotyloïdien ou fémoral.

Les principales complications sont un épisode de luxation de hanche réduite sous anesthésie générale chez deux patients et un hématome post opératoire ponctionné.

L'un des épisodes de luxation est survenu dans la première semaine post opératoire. Une réduction sous anesthésie générale suivie d'une immobilisation en bermuda a permis l'absence de récurrence au plus long recul. Le second patient s'est luxé à J15. Les suites après réduction n'ont pas posé de problème particulier.

Un patient a présenté 2 mois après l'arthroplastie un hématome péri cicatriciel collecté qui a été ponctionné et évacué. L'ensemble des prélèvements n'a pas montré de germe et au dernier recul à plus de 2 ans de l'arthroplastie, il n'y a pas eu de récurrence et le score de Harris était de 92.

Enfin 2 patients ont présenté un syndrome du psoas. L'un de ces patients semblait gêné par les douleurs avec un score de Harris de 56 mais ne souhaitait pas de reprise chirurgicale. Le second semblait moins gêné avec un score clinique de 89.

Analyse radiographique

66 cas présentaient un dossier radiologique complet avec des radiographies du bassin de face ainsi que de la hanche de face et de profil en pré opératoire, post opératoire et au dernier recul.

L'inclinaison moyenne du cotyle était de 49° en post opératoire immédiat ainsi qu'au dernier recul (Fig. 23). Pour 21 hanches, l'inclinaison du cotyle dépassait 50°. Les cotyles étaient le plus souvent antéversés. Deux cotyles se sont horizontalisés de plus de 5° au dernier recul (7 et 10 °). Aucune hanche ne présentait de mobilisation dans le plan frontal de plus de 5 mm en hauteur ou en médialisation.

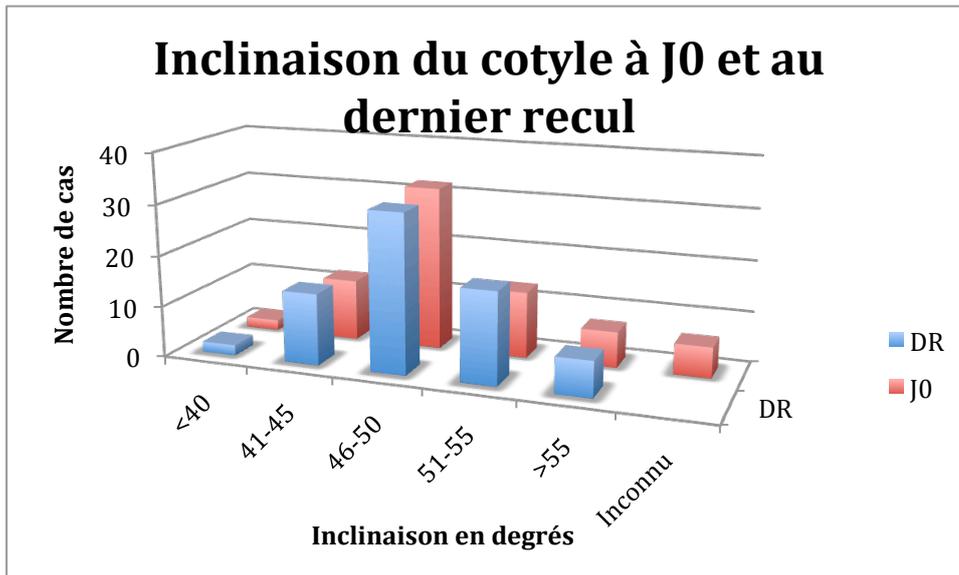


Figure 23 : Répartition des inclinaisons

L'angle de couverture externe en pré-opératoire était en moyenne de 36°. Huit patients présentaient un défaut de couverture externe (VCE < 25°). A J0, onze patients présentaient une couverture externe incomplète, de même au dernier recul.

Il n'a pas été constaté d'apparition de liseré périprothétique.

50 cas présentaient un espace périprothétique au niveau du toit du cotyle en post opératoire immédiat d'une épaisseur moyenne de 2,4 mm. Il mesurait en moyenne 0,2 mm au dernier recul. 16 cas présentaient un espace infra millimétrique. Au dernier recul, 27 cas ne présentaient plus d'espace et 17 cas présentaient un espace en court de comblement. (Fig. 24 et 25)

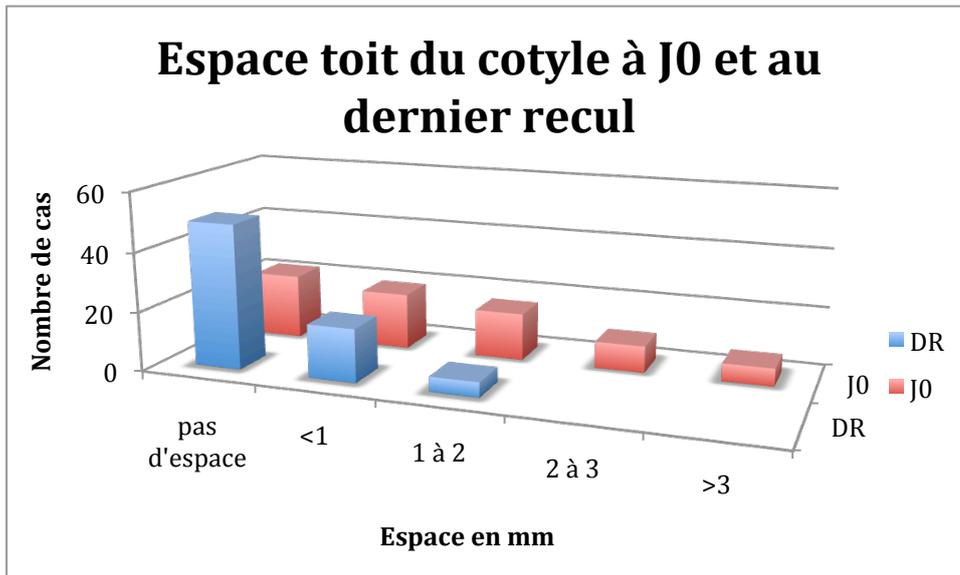


Figure 24 : Répartition des espaces au niveau du toit du cotyle à J0 et au dernier recul (DR)

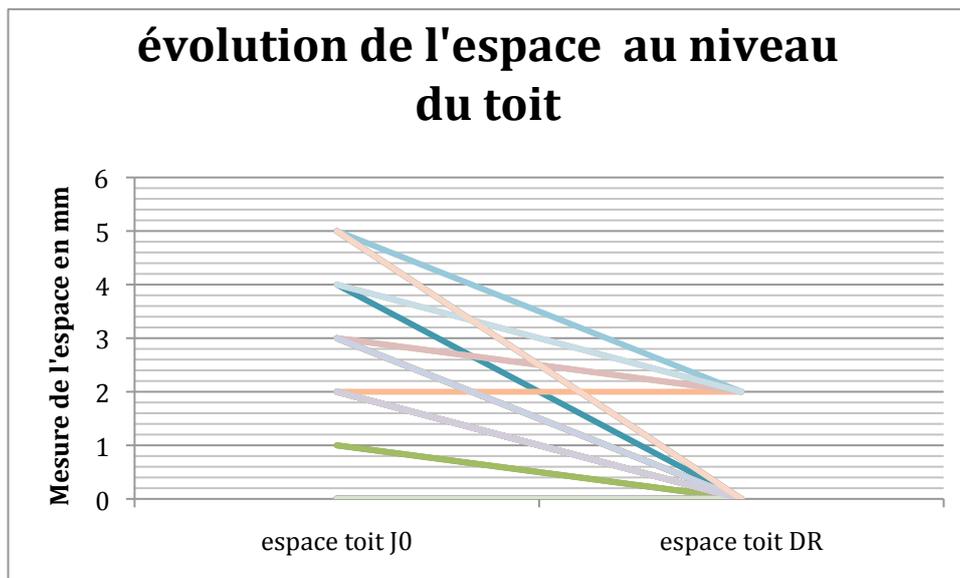


Figure 25 : Evolution de l'espace du toit du cotyle entre J0 et le dernier recul (DR)

Un espace au niveau de l'arrière fond était présent dans 49 cas en post opératoire immédiat et mesurait en moyenne 3,7 mm. Il mesurait en moyenne 2 mm au dernier recul. Cet espace était infra millimétrique dans 7 cas. Un patient présentait un espace qui a augmenté d'un millimètre entre l'intervention et le dernier recul au niveau de l'arrière fond. Cet espace était présent dans 43 cas au dernier recul et millimétrique dans 8 cas (Fig. 26 et 27).

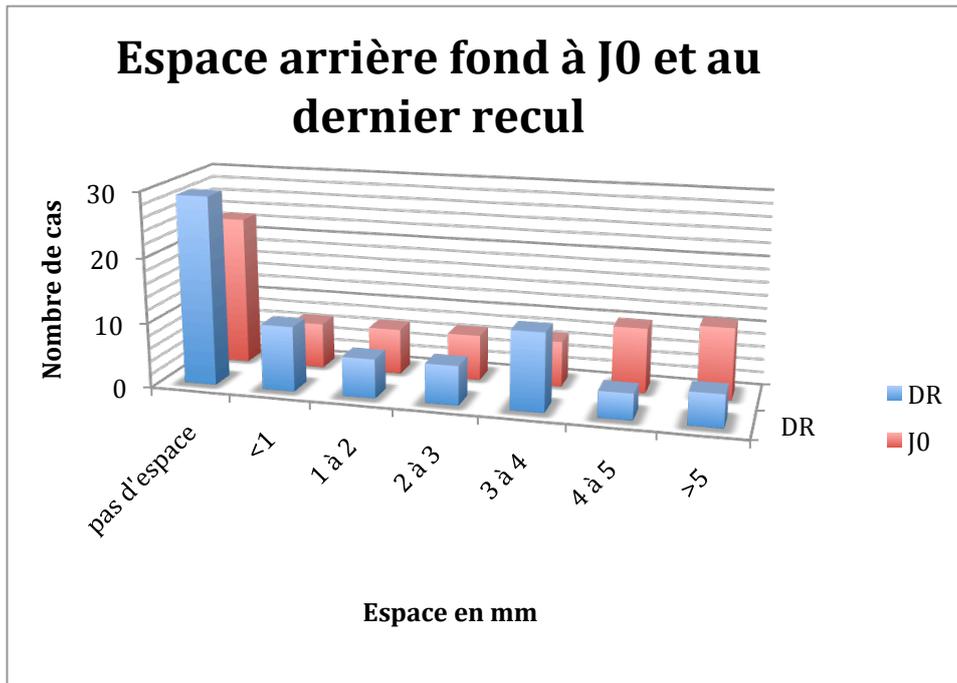


Figure 26 : Répartition des espaces à J0 et au dernier recul (DR)

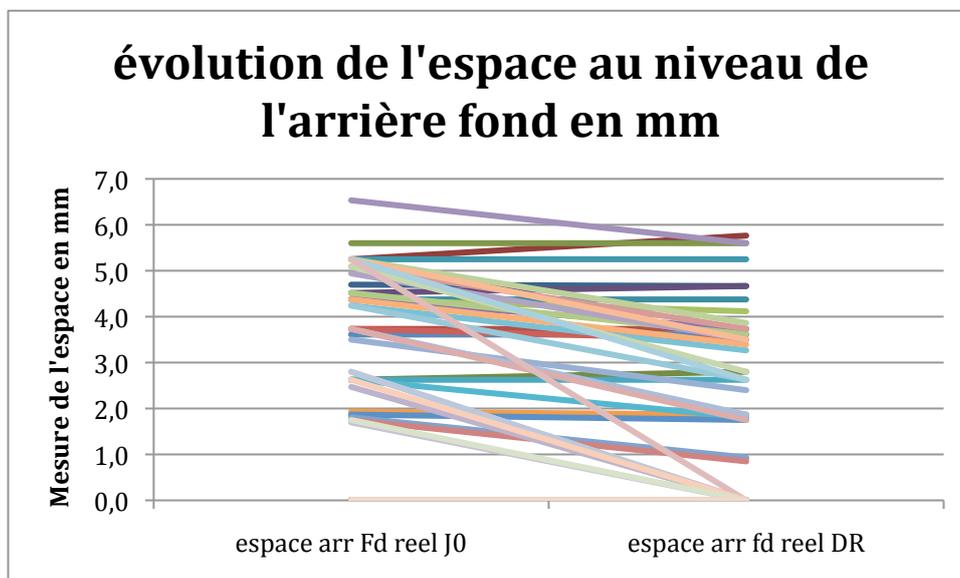


Figure 27 : Evolution de l'espace dans l'arrière fond (arr Fd) entre J0 et le dernier recul (DR)

Il n'y avait pas de géodes évolutives ou de zones d'ostéolyses radiologiques au dernier recul.

29 hanches présentaient des ossifications ectopiques au plus long recul : 17 stade 1, 10 stade 2 et 2 stade 3 (Fig. 28). Il n'y avait aucun stade 4. 23 de ces hanches ont été opérées par voie antéro-externe. La présence d'une ossification n'influçait pas de manière significative le résultat clinique.

Concernant la trame osseuse, 27 hanches présentaient une trame plus dense, 36 hanches présentaient une trame inchangée et 9 hanches avaient une trame estompée par rapport aux radiographies pré opératoire (Fig. 10, 11, 12). De plus, parmi ces hanches, 20 cas avaient une

trame avec une condensation visible en pré opératoire qui a diminuée voire disparue au plus long recul (Fig. 12) pour devenir normale.



Figure 28 : Ossifications de stade 3 selon la classification de Brooker

Analyse qualitative des scanners

Un scanner a été réalisé en moyenne à 17 mois post opératoire (cf. organigramme Figure 21). 57 hanches présentaient une trame osseuse homogène au niveau du toit du cotyle et on pouvait voir une continuité entre os et la prothèse dans 64 cas (Fig. 13 et 15). Dans 21 cas, il y avait une zone de densité moindre en zone 2 de Delee et Charnley⁶ (Fig. 29). Quand elle était présente, cette zone l'était également au côté opposé dans 18 cas. Dans deux cas, il y avait des artefacts liés à la présence d'une prothèse avec un métal back, dans un autre cas, la hanche opposée n'était pas visible. Enfin, pour le dernier cas le côté opposé ne présentait pas de diminution de la trame osseuse en zone 2. Il n'y avait aucune relation entre la présence de cette zone et le délai auquel était réalisé le scanner. Il n'y avait pas non plus de relation entre la présence de cette zone et la présence d'un espace au niveau de l'arrière fond du cotyle.



Figure 29 : Hypodensité en zone 2 avec une trame osseuse homogène au dessus du cotyle.

30 cas présentaient seulement sur certaines coupes un espace au niveau du toit du cotyle. Cet espace était millimétrique dans 23 cas. Cet espace n'était pas visible à la radio dans 11 cas.

Quatre patients présentaient une ligne de condensation à distance du cotyle à la radio correspondant à la limite de fraisage initiale qui n'était pas retrouvée au scanner. Pour deux patients, la radio au dernier recul avait été faite plus de 8 mois avant le scanner. Pour les 2 autres, le scanner montrait une condensation des berges de l'espace qui était comblé avec une ligne de condensation à distance correspondant à la ligne visible sur la radio. (Fig. 30)

Dans 28 cas il n'y avait pas d'espace visible dans l'arrière fond sur le scanner mais six de ces 28 cas présentaient cette ligne à distance sur la radio avec la présence d'une trame entre cette ligne et le cotyle. Pour ces six cas, cela correspondait à un comblement complet de l'espace avec condensation de l'arrière fond.

Dans 17 cas, il y avait un comblement partiel de l'espace entre la prothèse et l'arrière fond par de l'os spongieux (Fig.15).

On retrouve des géodes sur 37 scanners avec des géodes visibles à la radiographie dans 4 cas.

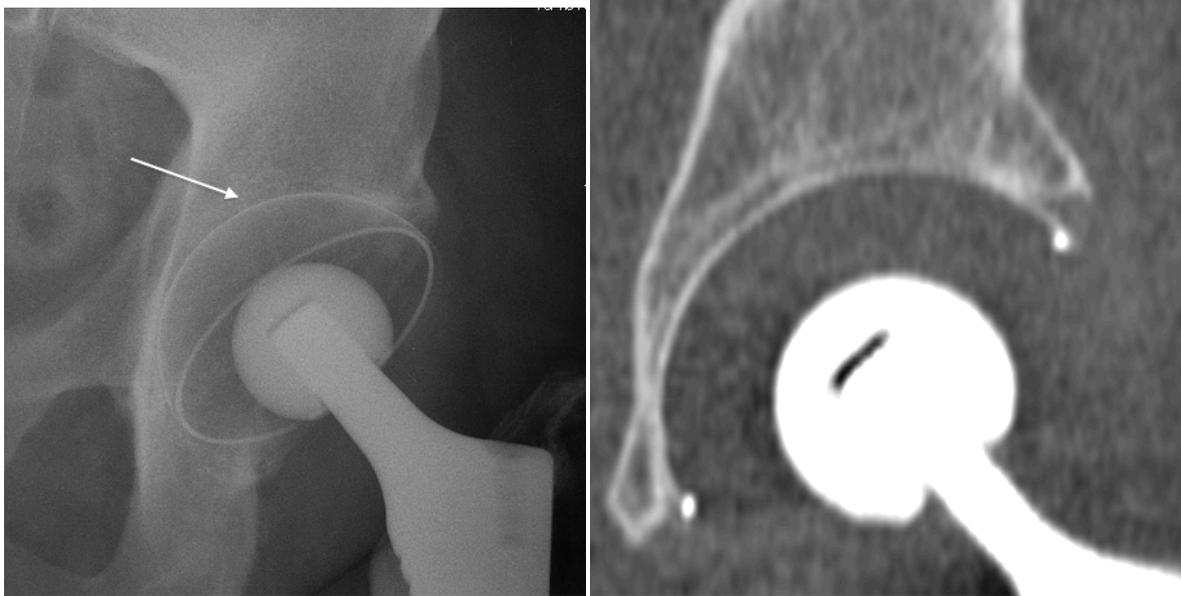


Figure 30 : à gauche une ligne condensée est à 2 mm du cotyle avec entre les 2 une trame présente, à droite la scanner permet de mieux comprendre l'image radio

Des travées osseuses étaient visibles dans 87 % des hanches dans le plan frontal dirigées vers la corticale interne du bassin (64 cas) et dans 64% des hanches dirigées vers la corticale postérieure (47 cas).

Analyse quantitative des densités osseuses

Parmi tous les cas de notre série, 38 cas présentaient une hanche opposée non opérée et sans anomalie morphologique (Fig. 21).

Les caractéristiques de cette population étaient comparables à la population de la série. L'âge moyen était de 63,6 ans, 81% des cas présentaient une coxarthrose primitive et les autres étiologies avaient une répartition similaire.

Le délai moyen de suivi clinique était de 20,9 mois. Le score de Harris était en moyenne de 51 en pré opératoire et de 95,5 au dernier recul.

Le scanner était réalisé en moyenne à 18 mois de l'intervention.

1- Reproductibilité

- Reproductibilité intra observateur

La moyenne des coefficients de variation pour l'ensemble des mesures réalisées en intra observateur était de 3,7%(1,6-14,1). Cette méthode présentait donc une excellente reproductibilité intra observateur.

- Reproductibilité inter observateur

La moyenne des coefficients de variation pour l'ensemble des mesures réalisées en inter observateur était de 9,5%(3,9-33,2). Cette méthode présentait donc une reproductibilité plus faible que le coefficient de variation intra observateur mais restait satisfaisante.

2- Variation des densités

Afin de comparer la densité au dessus du cotyle RM à la hanche controlatérale, les moyennes des mesures des trois régions d'intérêt ont été comparées. La densité moyenne des 3 régions d'intérêt du côté de la hanche opérée était significativement plus élevée ($p < 0,001$) que la densité moyenne des 3 régions d'intérêt du côté opposé. Cette augmentation était en moyenne de 20 UH $[-129 - 266]$. Cette différence est faible et même si elle est significative son importance est relative. La figure 31 montre d'ailleurs que les différences de densités ont une distribution qui est proche de 0.

De plus, comme on peut le voir sur la figure 32, il y a peu de différence entre la densité de la hanche opérée et la densité du côté opposé.

Enfin, les variations de mesures que nous avons trouvé entre la hanche opérée et la hanche opposée sont quasiment identiques entre les 2 observateurs lorsque ces mesures sont analysées individuellement.

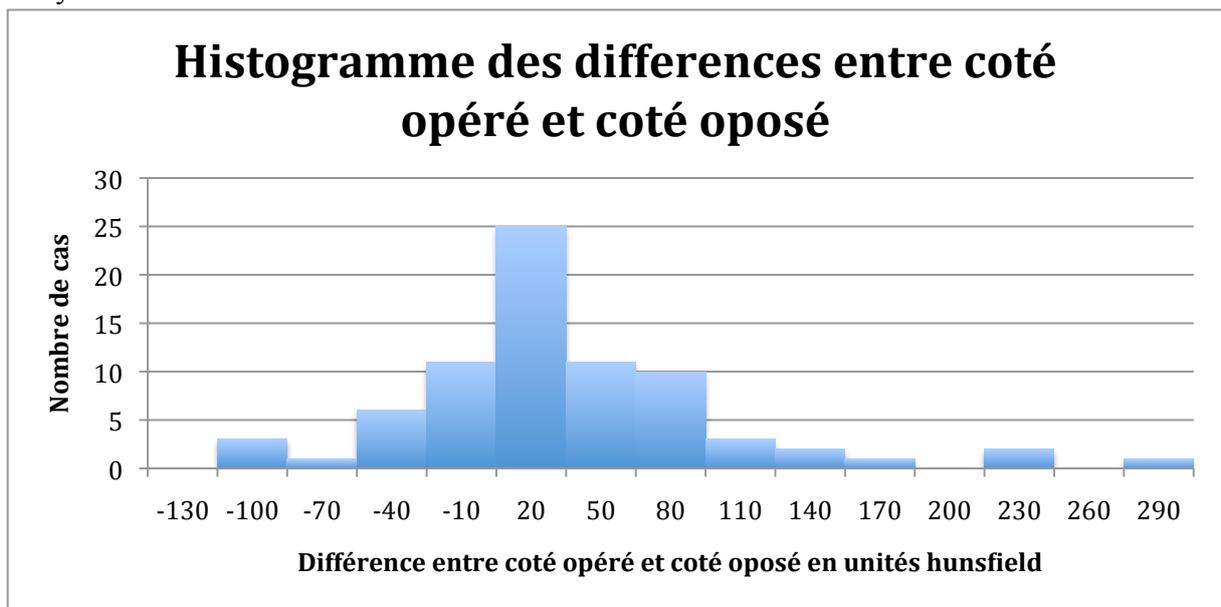


Figure 31 : Répartition des différences entre les densités du côté du cotyle RM® et les densités du côté opposé

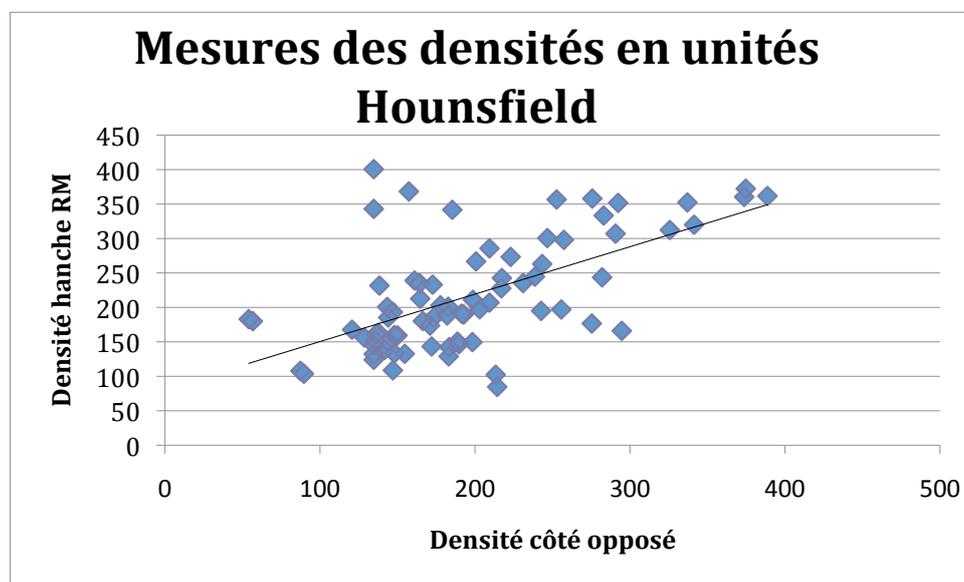


Figure 32 : Distribution des densités pour chaque patient

Discussion

Le cotyle RM classic® a déjà prouvé son excellente longévité aux travers de plusieurs études mais sa récente évolution vers le RM press-fit® n'est pas analysée dans la littérature internationale du fait d'un recul faible. En effet le premier implant a été posé en 2002.

Notre série a un recul faible, de 20 mois, et la comparaison avec les résultats d'études à plus long recul n'est pas logique. Néanmoins, les principales séries qui étudient l'ostéointégration et la répartition des contraintes par des scanners quantitatifs après arthroplastie de hanche ont un recul similaire.^{7,10,23,24,26,28,31,37}

Concernant les résultats cliniques, l'amélioration en terme de fonction et de douleurs est excellente avec un score de Harris de 94 en moyenne. Le délai moyen de suivi étant de moins de 2 ans, ces résultats ne sont pas surprenants par rapport aux autres séries de PTH cimentées ou non avec une évaluation à court terme^{5,16,23,24,26,27}. Un suivi à plus long terme nous permettra de confirmer cette tendance.

Les complications

La série de Ihle¹⁶ retrouve une survie vis à vis du descellement aseptique de 94% pour les cotyles RM classic® à 20 ans. Le recul de notre série ne permet évidemment pas d'établir de comparaison mais nos résultats semblent prédire une évolution similaire, puisque la survie totale du RM press fit® dans notre série au recul moyen de 20 mois est de 100%.

le taux de luxation (2,6%) de notre série est identique à celui rapporté dans le registre suédois¹³.

Les 2 luxations avaient un cotyle vertical à plus de 50°. Il n'y a pas eu de récurrence et le résultat fonctionnel était excellent (HHS mesuré à 94 et 96 au dernier recul).

Enfin, 2 patients avaient des douleurs qui semblaient être en rapport avec un syndrome du psoas pour lequel un traitement médical a été mis en place. Au dernier recul, ces 2 patients n'étaient pas demandeurs d'une prise en charge complémentaire malgré un score de Harris à 56 pour l'un d'entre eux.

Analyse radiologique

Six patients avaient un dossier radiographique incomplet (absence de cliché de bassin de face post opératoire immédiat) pour lesquels l'analyse radiographique se résumait à l'analyse descriptive sans possibilité d'évaluer la mobilisation de l'implant.

Dans le plan frontal 21 cotyles étaient verticaux (plus de 50°) et 2 s'étaient luxés. Cette fréquence importante semble liée à la tendance de l'opérateur à verticaliser le cotyle lors de l'impaction au maillet. Le laboratoire conseille pour limiter ce risque l'utilisation d'un porte cotyle décalé qui permettrait d'horizontaliser un peu plus le cotyle lors de l'impaction. Le problème lié à l'utilisation de ce porte cotyle décalé semble être une impaction plus difficile du fait de la perte de force liée aux angulations du porte cotyle.

Même si le sujet reste controversé, certaines études^{2,5,17} ont mis en évidence une usure prématurée de polyéthylène dans les cotyles verticaux. Il sera intéressant de vérifier l'usure du polyéthylène dans le temps.

Deux cas de notre série ont présenté une mobilisation de l'implant avec une inclinaison qui a évolué de plus de 5 ° au dernier recul.

Pour le premier, l'inclinaison initiale passait de 58 à 51°. L'étude des coordonnées du centre du cotyle montre une mobilisation de moins de 2 mm et il existait un espace au niveau de toit de presque 2 mm qui est nul au dernier recul et un espace millimétrique dans l'arrière fond qui est également nul au dernier recul. Pour le second, l'inclinaison est passée de 66 à 56 ° au dernier recul. De même les coordonnées du centre du cotyle n'ont pas évolué de manière significative (moins de 2 mm), l'espace au niveau du toit passaient de 2,7 mm à moins d'un millimètre au dernier recul et était nul dans l'arrière fond. Il semble que les 2 cotyles aient eu comme point de rotation le centre de la tête. De plus, dès le 45^e jour post opératoire l'inclinaison s'était modifiée et restait la même qu'au dernier recul. Les deux patients sont d'ailleurs totalement asymptomatiques. L'horizontalisation pourrait correspondre au calage du cotyle dans l'espace visible en post opératoire.

Pakvis ²⁷ retrouvait d'ailleurs 5 migrations de RM Classic® sur les 158 patients de sa série avec un suivi de plus de 15 ans. Le score clinique de ces 2 patients est excellent.

Il semble que certains opérateurs dans d'autres centres utilisent des fraises de taille impaires et riment à 1 mm de plus. L'avantage en serait un meilleur contrôle de la position du cotyle et une meilleur impaction en profondeur. Ceci aurait probablement comme effet de réduire l'espace présent au niveau du toit du cotyle ou dans l'arrière fond et, par une surface de contact plus grande entre l'os spongieux et le revêtement de la prothèse, améliorerait son ostéointégration. Tout ceci reste hypothétique. Le risque principal semble être une moins bonne tenue primaire puisque le press fit serait seulement de 0,6 mm et pourrait présenter un risque de mobilisation plus important. Nous n'avons pas retrouvé d'étude qui puisse nous orienter et avons décidé de rimer en taille pour taille.

Analyse qualitative de la trame osseuse

63 hanches présentaient une trame osseuse inchangée ou plus dense qu'en pré opératoire et seulement neuf hanches avaient une trame estompée par rapport au côté sain. Il n'y avait aucune ostéolyse massive.

Ces résultats confirment l'excellente tolérance de la trame osseuse vis à vis du cotyle RM®. De plus, 20 cas présentaient une diminution voire une disparition d'une condensation anormale du cotyle visible en pre-opératoire, donnant ainsi un argument supplémentaire pour une meilleur répartition des contraintes avec la prothèse et donc à un remodelage progressif de la trame osseuse qui n'est plus soumise seulement à des contraintes équatoriales et supéro-externes élevées.

Pourquoi le scanner ?

L'analyse radiologique seule est insuffisante pour le diagnostic d'ostéolyse cotyloïdienne^{8,35}. Pour Pitto²⁹, l'examen de choix dans l'analyse de la densité osseuse est le qCT ou scanner quantitatif. Cet examen nécessite l'utilisation d'un référentiel, un bloc d'hydroxyapatite dont la densité est connue et qui est scanné en même temps que le patient. La mesure en unité Hounsfield de ces blocs d'hydroxyapatite permettait alors de convertir des unités de densité radiologique (unité Hounsfield) en unités de densité minérale (mg CaHA/ml). L'utilisation de ces blocs n'était pas possible dans notre étude.

Afin d'exploiter les données scannographiques de manière quantitative, nous nous sommes basés sur le travail de Schreiber³² qui retrouve une corrélation entre la densité minérale osseuse mesuré au Dexa et la mesure en unité Hounsfield de vertèbres lombaires. Nous avons donc adapté ce travail original à l'étude du cotyle. Pour le choix des Régions d'intérêt, nous

avons choisi 3 régions centrées sur l'os spongieux du toit du cotyle. Ces régions sont à notre avis essentielles pour mieux comprendre la répartition des contraintes après une arthroplastie sans ciment et mieux dépister un stress shielding. Les principales études scannographiques de la littérature^{15,23-26,31,37} utilisent d'ailleurs des régions semblables, souvent plus précises par l'utilisation de logiciels plus précis que nous n'avons pas en notre possession. Mueller²³⁻²⁶ et Pitto²⁸ utilisaient dans leurs études des coupes de 2mm d'épaisseur et distinguaient 3 régions d'intérêt (craniale, ventrale et caudale). Ils étaient capables de séparer précisément l'os cortical de l'os spongieux. La précision de notre logiciel de lecture ne nous permettait pas d'avoir des mesures reproductibles pour les zones ventrales et caudales du fait de l'importance des zones corticales dans ces régions.

Nous avons d'abord débuté nos mesures par des coupes de 3 mm d'épaisseurs mais la reproductibilité de nos mesures semblait ne pas être satisfaisante. Nous avons donc augmenté l'épaisseur à 10 mm en pensant limiter les biais de sélections d'os cortical.

Pour l'estimation de la densité osseuse autour du cotyle, nous avons décidé de comparer la densité autour du cotyles RM® à la densité du côté opposé. Ainsi, le patient était son propre témoin.

Pour valider cette méthode originale, ces mesures ont été réalisées par 2 observateurs puis l'un des observateurs a réalisé les mesures une seconde fois quinze jours plus tard. Nous avons mis en évidence un coefficient de variabilité inter observateurs d'environ 9%. En revanche, le coefficient de variation intra observateur était bien meilleur (environ 3 %). Cette différence entre la variabilité inter et intra observateur vient probablement de la qualité de la mesure, de l'exclusion des zones corticales de la région d'intérêt et enfin de l'exclusion de zones de condensation proches des régions d'intérêt. En effet, certains patients présentaient des zones de condensation qui étaient difficilement analysables et plus ou moins incluses dans les zones de mesures en fonction de leurs localisations et faisant augmenter artificiellement la densité moyenne d'une région d'intérêt.

Néanmoins, les différences observées entre les hanches avec un cotyle RM et les hanches opposées sont sensiblement identiques entre les deux observateurs. La densité des régions d'intérêt était donc significativement plus élevée au coté opéré d'environ 20 unités Hounsfield quelque soit l'observateur.

Nous n'avons retrouvé qu'une seule étude dans la littérature qui comparait la densité d'une hanche prothétique à la hanche opposée saine. En 2008, dans une analyse post mortem, Stepniewski³³ mettait en évidence une diminution de densité de la hanche avec cupule prothétique par rapport à la hanche opposée non opérée. Cette différence n'était pas significative probablement du fait du nombre limité de sujet dans son étude. De plus, le recul moyen était d'environ 9 ans. Notre série présente un échantillon beaucoup plus important et retrouve une augmentation significative de la densité au niveau de la hanche opérée.

La comparaison de la densité osseuse par rapport au côté opposé présente quelques biais. En effet, on compare une hanche arthrosique qui a présenté pendant plusieurs mois voire années une répartition des contraintes mécanique anormale liée à l'arthrose ou à la cause de l'arthrose. On peut penser qu'une hanche saine soumise à des contraintes physiologiques présente une densité qui sera à l'évidence différente de la hanche arthrosique et que les différences que l'on mesure peuvent aussi être dues à l'arthrose initiale.

Un autre paramètre qui pourrait augmenter de manière artificielle la densité de la hanche opérée est la présence d'une condensation de l'os spongieux lié à la présence initiale de l'arthrose.

En revanche, la comparaison par rapport à la hanche opposée permet de s'affranchir de l'effet de l'âge sur la densité osseuse. En effet, l'arthrose de hanche touche principalement une

population âgée dont la densité osseuse diminue avec le temps. Et les conclusions que l'on pourrait tirer de ces évolutions devraient tenir compte de cette décroissance naturelle.

Enfin, dans notre série, les scanners n'ont pas été réalisés de manière standardisée. En effet, les paramètres des rayons utilisés ainsi que les épaisseurs de coupes étaient laissés au libre choix du radiologue. Néanmoins, la densité en unité Hounsfield n'est pas dépendante de la qualité du rayon mais de la structure propre de la matière traversée par le rayon. La qualité de nos mesures n'est donc pas dépendante de la qualité du rayon utilisé.

Analyse des scanners

L'absence de métal back évite la présence d'artéfacts au niveau radiologique et au niveau du scanner. Il a donc été possible d'observer la trame osseuse au plus près de la prothèse sans difficultés particulière.

L'analyse qualitative des coupes de scanner a permis de mettre en évidence l'excellente ostéointégration du cotyle RM®. La présence d'une trame osseuse homogène associée à la visualisation de travées osseuses orientées dans le sens du passage des contraintes de la tête fémorale vers le cotyle est en faveur d'une répartition harmonieuse des contraintes vers l'os spongieux. Notre étude a permis également de mettre en évidence une ostéoformation autour de la prothèse. En effet, on pouvait voir une continuité entre la périphérie de la prothèse et l'os spongieux dans 88% des cas de notre série et il existait dans 17 cas, un comblement partiel de l'espace dans l'arrière fond avec formation d'os entre l'arrière fond et la prothèse. Enfin, l'absence de signe d'ostéolyse est rassurant vis à vis de la longévité de la prothèse.

Nous avons mis en évidence des géodes dans 37 cas. Ces lacunes en zone spongieuse ont été considérées comme des géodes et non comme des ostéolyses selon les critères de Kitamura¹⁹. En effet, celui ci considérait qu'une lacune osseuse était une ostéolyse si celle ci avait des bords scléreux, avec une communication intra articulaire et que cette lésion n'était pas évidente sur les radiographies initiales. Il semble de plus que ces défauts osseux soient présents de manière trop précoce pour pouvoir être considérées comme des ostéolyses.

Comparaisons séries sans ciments

Digas⁷ en 2006 met en évidence une diminution de la DMO localisée au toit du cotyle dans les 2 ans suivant la mise en place d'un métal back sans ciment.

En 2006, Moore²² décrit 5 signes d'ostéointégration des cupules sans ciment. La valeur prédictive positive de ces cinq signes était de 97%. L'un de ces signes est la présence d'un stress-shielding dans la zone 2 de DeLee et Charnley⁶. Ce signe est intéressant dans l'étude de l'intégration des métal back. Dans le cadre du cotyle RM, il est possible que ce signe ne soit pas un bon indicateur d'ostéointégration et que la meilleure répartition des contraintes permettrait le développement d'une trame osseuse plus harmonieuse avec une fixation secondaire mieux répartie à la surface du cotyle.

La zone de densité moindre que nous avons mis en évidence dans 21 cas semble être une physiologique puisqu'elle est retrouvée dans la quasi totalité des cas de manière bilatérale. Il semble donc que nous ne soyons pas dans le cadre d'un stress shielding.

Même si les conditions de mesures sont différentes des séries citées précédemment, nos conclusions semblent aboutir à une évolution différentes des cotyles avec métal back. En effet, ceux ci semblent évoluer progressivement vers une baisse de la densité en os spongieux dans le temps

Notre série ne permet pas d'évaluer la densité de l'os spongieux dans le temps mais nos résultats nous font dire que la densité de l'os spongieux au dessus du cotyle RM est proche de la densité d'une hanche non opérée et donc proche d'une hanche avec un fonctionnement physiologique.

Les cotyles cimentés

Mueller a présenté deux séries de scanners quantitatifs faits sur des cotyles cimentés à court terme^{24,25}. Les résultats de ces 2 séries suggéraient un transfert des contraintes vers l'os cortical et spongieux des régions craniales et dorsales associé à une diminution significative de la densité osseuse corticale et spongieuse en zone ventrale. Pour lui, le transfert des contraintes était différent dans les prothèses cimentées en ce sens qu'elles répartissaient mieux les contraintes que les prothèses sans ciment en contraignant l'os spongieux au dessus de la prothèse. Il sera intéressant de voir l'évolution de ces séries de cotyles cimentés et de comparer l'évolution de leurs densités à celle du RM®.

Dans le cadre de sa thèse sur les cotyles PF® cimentés (Zimmer) M. Aubault retrouve une survie à 10 ans de plus de 95% sans aucun descellement aseptique (données communiquées pas l'auteur). Ses résultats mettent en évidence une excellente survie pour une population d'âge moyen semblable à notre série. Nous pensons que l'utilisation de cotyles sans ciment ne doit pas faire oublier l'efficacité des prothèses cimentées. Chacun de ces cotyles présente des indications propres et l'opérateur doit être capable de maîtriser la pose des deux types d'implants.

En 2010, Hailer¹¹ mettait en évidence une augmentation importante de reprise des implants non cimentés par rapport aux implants cimentés. Son étude issue des registres de prothèses suédois mettait également en évidence un risque relatif de 1,8 de révision dans les 2 ans suivant une arthroplastie sans ciment par rapport aux arthroplasties cimentés. Notre étude avec un recul de presque 2 ans ne comprend aucune révision.

Usure du polyéthylène

Le RM classique présente une usure de 0,02 à 0,08 mm /an pour Lemaire²⁰. Par le faible recul de notre série, l'intérêt d'une mesure de l'usure du PE nous semblait limité. Il a été volontaire de notre part de ne pas réaliser cette mesure pour les cas de notre série.

Conclusion

L'arthroplastie totale de hanche est une solution efficace à la prise en charge de la coxarthrose. Les implants utilisés doivent répondre à certaines contraintes liées à des demandes fonctionnelles toujours plus grande d'une population qui vit de plus en plus vieux et donc soumise au risque de reprise chirurgicale.

Les implants sans ciment étaient censés faciliter les reprises chirurgicales en limitant les pertes de stock osseux. Il semble que ces cotyles puissent être responsable d'une perte de ce stock osseux qui pourrait alors nécessiter un geste de reconstruction plus lourd lors d'une révision. Le cotyle RM Press fit® permet une répartition des contraintes plus harmonieuse et plus proche de la physiologie. La préservation d'une densité osseuse suffisante au dessus du cotyle permet donc de préserver le stock osseux qui aura tendance à diminuer de manière physiologique avec l'âge.

De plus, sa structure en polyéthylène sans métal back permet une extraction extrêmement facile avec l'aide de fraises motorisée sans abimer l'os périprothétique. Ce qui limitera le recours à l'utilisation d'os de banque ou d'anneau de reconstruction cotyloïdien.

Bibliographie

1. **Bonnomet, F.; Clavert, P.; Gicquel, P.; Lefebvre, Y.; and Kempf, J. F.:** [Reconstruction by graft and reinforcement device in severe aseptic acetabular loosening: 10 years survivorship analysis]. *Rev Chir Orthop Réparatrice Appar Mot*, 87(2): 135-46, 2001.
2. **Bono, J. V.; Sanford, L.; and Toussaint, J. T.:** Severe polyethylene wear in total hip arthroplasty. Observations from retrieved AML PLUS hip implants with an ACS polyethylene liner. *J Arthroplasty*, 9(2): 119-25, 1994.
3. **Brooker, A. F.; Bowerman, J. W.; Robinson, R. A.; and Riley, L. H., Jr.:** Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. *J Bone Joint Surg Am*, 55(8): 1629-32, 1973.
4. **Buckwalter, A. E.; Callaghan, J. J.; Liu, S. S.; Pedersen, D. R.; Goetz, D. D.; Sullivan, P. M.; Leinen, J. A.; and Johnston, R. C.:** Results of Charnley total hip arthroplasty with use of improved femoral cementing techniques. a concise follow-up, at a minimum of twenty-five years, of a previous report. *J Bone Joint Surg Am*, 88(7): 1481-5, 2006.
5. **Cohen G., R. P.:** Résultats de 76 prothèses totales de hanche sans ciment à revêtement complet d'hydroxyapatite avec un recul minimum de cinq ans. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur*, 95(4, supplement 1): 74-84, 2009.
6. **DeLee, J. G., and Charnley, J.:** Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res*, (121): 20-32, 1976.
7. **Digas, G.; Kärrholm, J.; and Thanner, J.:** Different loss of BMD using uncemented press-fit and whole polyethylene cups fixed with cement: Repeated DXA studies in 96 hips randomized to 3 types of fixation. *Acta Orthopaedica*, 77(2): 218-226, 2006.
8. **Engh, C. A., Jr.; Sychterz, C. J.; Young, A. M.; Pollock, D. C.; Toomey, S. D.; and Engh, C. A., Sr.:** Interobserver and intraobserver variability in radiographic assessment of osteolysis. *J Arthroplasty*, 17(6): 752-9, 2002.
9. **Eskelinen, A.; Remes, V.; Helenius, I.; Pulkkinen, P.; Nevalainen, J.; and Paavolainen, P.:** Uncemented total hip arthroplasty for primary osteoarthritis in young patients: a mid-to long-term follow-up study from the Finnish Arthroplasty Register. *Acta Orthop*, 77(1): 57-70, 2006.
10. **Grillo, J.; Flecher, X.; Bouvenot, J.; and Argenson, J.:** Étude du remodelage osseux autour de cupules non cimentées en tantale. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur*, 94(8): 740-745, 2008.
11. **Hailer, N. P.; Garellick, G.; and Kärrholm, J.:** Uncemented and cemented primary total hip arthroplasty in the Swedish Hip Arthroplasty Register. *Acta Orthop*, 81(1): 34-41, 2010.
12. **Harris, W. H.:** Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am*, 51(4): 737-55, 1969.
13. **Herberts, P., and Malchau, H.:** Long-term registration has improved the quality of hip replacement: a review of the Swedish THR Register comparing 160,000 cases. *Acta Orthop Scand*, 71(2): 111-21, 2000.

14. **Horne, G.; Devane, P. A.; and Dalton, D. J.:** Does pelvic osteolysis occur with a nonmodular uncemented acetabular component? *J Arthroplasty*, 21(2): 185-90, 2006.
15. **Howie, D. W.; Neale, S. D.; Stamenkov, R.; McGee, M. A.; Taylor, D. J.; and Findlay, D. M.:** Progression of Acetabular Periprosthetic Osteolytic Lesions Measured with Computed Tomography. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 89(8): 1818-1825, 2007.
16. **Ihle, M.; Mai, S.; Pfluger, D.; and Siebert, W.:** The results of the titanium-coated RM acetabular component at 20 years: a long-term follow-up of an uncemented primary total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br*, 90(10): 1284-90, 2008.
17. **Kim, S. Y.; Kim, D. H.; Kim, Y. G.; Oh, C. W.; and Ihn, J. C.:** Early failure of hemispheric hydroxyapatite-coated acetabular cups. *Clin Orthop Relat Res*, 446: 233-8, 2006.
18. **Kim, Y. H.; Yoon, S. H.; and Kim, J. S.:** Changes in the bone mineral density in the acetabulum and proximal femur after cementless total hip replacement: alumina-on-alumina versus alumina-on-polyethylene articulation. *J Bone Joint Surg Br*, 89(2): 174-9, 2007.
19. **Kitamura, N.; Leung, S. B.; and Engh, C. A., Sr.:** Characteristics of pelvic osteolysis on computed tomography after total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 441: 291-7, 2005.
20. **lemaire, R.:** Les cupules RM en polyéthylène sans ciment. *maitrise orthopédique*, 128(2), 2006.
21. **Mathys, R. J.; W., M.; R., M.; and P., H.:** The Coating of hip joint cups on their outer surface. In: Wilbert HG, Eyerer P, eds. Ultra-high molecular weight polyethylene as biomaterial in orthopaedic surgery. *Toronto: Hogrefe & Huber Publishers*: 243-7, 1991.
22. **Moore, M. S.; McAuley, J. P.; Young, A. M.; and Engh, C. A.:** Radiographic Signs of Osseointegration in Porous-coated Acetabular Components. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 443(&NA;): 176-183, 2006.
23. **Mueller, L. A.; Kress, A.; Nowak, T.; Pfander, D.; Pitto, R. P.; Forst, R.; and Schmidt, R.:** Periacetabular bone changes after uncemented total hip arthroplasty evaluated by quantitative computed tomography. *Acta Orthopaedica*, 77(3): 380-385, 2006.
24. **Mueller, L. A.; Nowak, T. E.; Mueller, L. P.; Schmidt, R.; Ehrmann, C.; Pitto, R. P.; Pfander, D.; Forst, R.; and Eichinger, S.:** Acetabular cortical and cancellous bone density and radiolucent lines after cemented total hip arthroplasty: a prospective study using computed tomography and plain radiography. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 127(10): 909-917, 2007.
25. **Mueller, L. A.; Schmidt, R.; Ehrmann, C.; Nowak, T. E.; Kress, A.; Forst, R.; and Pfander, D.:** Modes of periacetabular load transfer to cortical and cancellous bone after cemented versus uncemented total hip arthroplasty: a prospective study using computed tomography-assisted osteodensitometry. *J Orthop Res*, 27(2): 176-82, 2009.
26. **Mueller, L. A.; Voelk, M.; Kress, A.; Pitto, R. P.; and Schmidt, R.:** An ABJS Best Paper: Progressive cancellous and cortical bone remodeling after press-fit cup fixation: a 3-year followup. *Clin Orthop Relat Res*, 463: 213-20, 2007.
27. **Pakvis, D.; Biemond, L.; van Hellemond, G.; and Spruit, M.:** A cementless elastic monoblock socket in young patients: a ten to 18-year clinical and radiological follow-up. *Int Orthop*, 2010.

28. **Pitto, R. P.; Bhargava, A.; Pandit, S.; and Munro, J. T.:** Retroacetabular stress-shielding in THA. *Clin Orthop Relat Res*, 466(2): 353-8, 2008.
29. **Pitto, R. P.; Mueller, L. A.; Reilly, K.; Schmidt, R.; and Munro, J.:** Quantitative computer-assisted osteodensitometry in total hip arthroplasty. *International Orthopaedics*, 31(4): 431-438, 2006.
30. **Sabo, D.; Reiter, A.; Simank, H. G.; Thomsen, M.; Lukoschek, M.; and Ewerbeck, V.:** Periprosthetic mineralization around cementless total hip endoprosthesis: longitudinal study and cross-sectional study on titanium threaded acetabular cup and cementless Spotorno stem with DEXA. *Calcif Tissue Int*, 62(2): 177-82, 1998.
31. **Schmidt, R.; Muller, L.; Kress, A.; Hirschfelder, H.; Aplas, A.; and Pitto, R. P.:** A computed tomography assessment of femoral and acetabular bone changes after total hip arthroplasty. *Int Orthop*, 26(5): 299-302, 2002.
32. **Schreiber, J. J.; Anderson, P. A.; Rosas, H. G.; Buchholz, A. L.; and Au, A. G.:** Hounsfield units for assessing bone mineral density and strength: a tool for osteoporosis management. *J Bone Joint Surg Am*, 93(11): 1057-63, 2011.
33. **Stepniewski, A. S.; Egawa, H.; Sychterz-Terefenko, C.; Leung, S.; and Engh, C. A.:** Periacetabular Bone Density After Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 23(4): 593-599, 2008.
34. **Synave, J.; Rosset, P.; Burdin, P.; and Favard, L.:** Tige fémorale de reprise anatomique avc revêtement d'hydroxyapatite complet : 75 cas au recul moyen de 4 ans. *Ann Orthop Ouest*, n°35: 129-38, 2003.
35. **Walde, T. A.; Weiland, D. E.; Leung, S. B.; Kitamura, N.; Sychterz, C. J.; Engh, C. A., Jr.; Claus, A. M.; Potter, H. G.; and Engh, C. A., Sr.:** Comparison of CT, MRI, and radiographs in assessing pelvic osteolysis: a cadaveric study. *Clin Orthop Relat Res*, (437): 138-44, 2005.
36. **Wilson-MacDonald, J.; Morscher, E.; and Masar, Z.:** Cementless uncoated polyethylene acetabular components in total hip replacement. Review of five- to 10-year results. *J Bone Joint Surg Br*, 72(3): 423-30, 1990.
37. **Wright, J. M.; Pellicci, P. M.; Salvati, E. A.; Ghelman, B.; Roberts, M. M.; and Koh, J. L.:** Bone density adjacent to press-fit acetabular components. A prospective analysis with quantitative computed tomography. *J Bone Joint Surg Am*, 83-A(4): 529-36, 2001.

ANNEXES

Cotation Harris (Harris Hip Score)	
Douleur : (/44) <input type="checkbox"/> 44/ Aucune <input type="checkbox"/> 40/ Rare et légère <input type="checkbox"/> 30/ Modérée <input type="checkbox"/> 20/ Importante <input type="checkbox"/> 10/ Sévère <input type="checkbox"/> 0/ Permanente	Clinique (/9) Mobilité : <input type="checkbox"/> 5/ 210° à 300° <input type="checkbox"/> 4/ 160° à 209° <input type="checkbox"/> 3/ 100° à 159° <input type="checkbox"/> 2/ 60° à 99° <input type="checkbox"/> 1/ 30° à 59° <input type="checkbox"/> 0/ 0° à 29° Absence d'attitude vicieuse : <input type="checkbox"/> 1/ Flessum > 30° <input type="checkbox"/> 1/ Adduction fixée > 10° <input type="checkbox"/> 1/ Rotation interne fixée > 10° <input type="checkbox"/> 1/ Raccourcissement > 3cm
<u>Fonction (/47):</u>	
Montée escaliers : <input type="checkbox"/> 4/ Normale <input type="checkbox"/> 2/ Avec rampe <input type="checkbox"/> 1/ Difficile <input type="checkbox"/> 0/ Impossible	Boiterie : <input type="checkbox"/> 11/ Aucune <input type="checkbox"/> 8/ Légère <input type="checkbox"/> 5/ Modérée <input type="checkbox"/> 0/ Sévère
Transport en commun : <input type="checkbox"/> 1/ Oui <input type="checkbox"/> 0/ Non	Cannes : <input type="checkbox"/> 11/ Aucune <input type="checkbox"/> 7/ 1 canne occasionnelle <input type="checkbox"/> 5/ 1 canne permanente <input type="checkbox"/> 3/ 1 canne anglaise <input type="checkbox"/> 2/ 2 cannes <input type="checkbox"/> 0/ 2 cannes anglaises <input type="checkbox"/> 0/ Marche impossible
Siège : <input type="checkbox"/> 5/ Siège normal 1 heure <input type="checkbox"/> 3/ Siège haut _ heure <input type="checkbox"/> 0/ Position assise confortable impossible	Distance : <input type="checkbox"/> 11/ Illimitée <input type="checkbox"/> 8/ Supérieure à 1 mile <input type="checkbox"/> 5/ Inférieure ou égale à _ mile <input type="checkbox"/> 2/ Quelques pas <input type="checkbox"/> 0/ Lit-Fauteuil
Chaussage : <input type="checkbox"/> 4/ Aisé <input type="checkbox"/> 2/ Difficile <input type="checkbox"/> 0/ Impossible	
<u>Total :</u> /100	

Annexe 1 : Score de Harris

SERMEN D'HIPPOCRATE

En présence des Maîtres de cette Faculté,
de mes chers condisciples
et selon la tradition d'Hippocrate,
je promets et je jure d'être fidèle aux lois de
l'honneur
et de la probité dans l'exercice de la Médecine.

Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent,
et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon
travail.

Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux
ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira
les secrets qui me seront confiés et mon état ne
servira pas
à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres,
je rendrai à leurs enfants
l'instruction que j'ai reçue de leurs pères.

Que les hommes m'accordent leur estime
si je suis fidèle à mes promesses.
Que je sois couvert d'opprobre
et méprisé de mes confrères
si j'y manque.

Vu, le Directeur de Thèse

**Vu, le Doyen
de la Faculté de médecine de TOURS**

Académie d'Orléans – Tours

Université François-Rabelais

Faculté de Médecine de TOURS

LAFON Ludovic

Thèse n°

42 pages – 32 figures – 1 Annexe

Résumé :

Les cotyles sans ciment avec métal back ont de bons résultats à long terme mais posent des problèmes liés à la rigidité du métal back, à la modularité et aux couples de frottement qu'ils imposent. Le Cotyle RM press fit ® est un cotyle monobloc novateur, en polyéthylène recouvert d'une fine couche de titane lui permettant d'avoir des propriétés d'ostéointégration sans avoir les contraintes liées à la rigidité du métal back. Cette étude observationnelle visait à étudier l'ostéointégration de 72 cotyles RM press fit ® à un faible recul (20 mois) par analyse clinique, radiologique et scanner. Les résultats cliniques étaient excellents avec un score de Harris en moyenne à 94 et une survie de 100% au dernier recul. L'étude radiologique a permis de mettre en évidence un recalage de 2 implants entre J0 et J45, sans conséquence, avec des implants stables par la suite. L'ostéointégration radiologique est présente pour tous les cotyles sans aucune ostéolyse massive.

L'étude des scanners était basée sur une analyse qualitative de la trame osseuse au dessus des cotyles. Ceux ci présentaient une trame osseuse homogène dans 57 cas avec des travées orientées dans le sens du passage des contraintes visibles dans 84% des hanches sur les coupes frontales et dans 64 % des hanches sur les coupes axiales et sagittales. Les mesures de densité osseuse ont été comparées au côté opposé lorsqu'il était non opéré : la trame était significativement plus dense au dessus des cotyles RM® que des cotyles natifs. Cette augmentation de densité restait en moyenne plutôt faible. L'ensemble des résultats mettait en évidence l'excellente ostéointégration du cotyle RM à un faible recul.

Mots clés :

- cotyle sans ciment
- RM press fit
- Ostéointégration
- Prothèse totale de hanche

Jury :

Président de Jury : Monsieur le Professeur Favard

Membres du jury : Monsieur le Professeur Rosset

Monsieur le Docteur Brillhault

Monsieur le Docteur Druon

Monsieur le Docteur Faizon

Date de la soutenance : 20 octobre 2011