

UNIVERSITÉ TOULOUSE III – PAUL SABATIER
FACULTÉS DE MÉDECINE

ANNÉE 2020

2020 TOU3 1585

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE
MÉDECINE SPÉCIALISÉE CLINIQUE

Présentée et soutenue publiquement

par

Enrique PEQUE

le 16 septembre 2020

RÉSULTATS CLINIQUES ET RADIOLOGIQUES DE LA CUPULE
ACÉTABULAIRE POLYMAX® : A PROPOS DE 182 PROTHÈSES À
2 ANS DE REcul MINIMUM

Directeur de thèse : Pr Philippe CHIRON

JURY

Monsieur le Professeur P. BONNEVIALLE	Président
Monsieur le Professeur P. CHIRON	Assesseur
Monsieur le Professeur N. REINA	Assesseur
Monsieur le Professeur F. ACCADBLED	Assesseur
Monsieur le Docteur D. ANCELIN	Suppléant
Monsieur le Docteur P. CARIVEN	Membre invité

TABLEAU du PERSONNEL HOSPITALO-UNIVERSITAIRE
des Facultés de Médecine de l'Université Toulouse III - Paul Sabatier
au 1^{er} septembre 2019

Professeurs Honoraires

Doyen Honoraire	M. CHAP Hugues	Professeur Honoraire	M. FREXINOS Jacques
Doyen Honoraire	M. GUIRAUD-CHAUMEIL Bernard	Professeur Honoraire	Mme GENESTAL Michèle
Doyen Honoraire	M. LAZORTHES Yves	Professeur Honoraire	M. GERAUD Gilles
Doyen Honoraire	M. PUEL Pierre	Professeur Honoraire	M. GHISOLFI Jacques
Doyen Honoraire	M. ROUGE Daniel	Professeur Honoraire	M. GOUZI Jean-Louis
Doyen Honoraire	M. VINEL Jean-Pierre	Professeur Honoraire	M. GUIRAUD-CHAUMEIL Bernard
Professeur Honoraire	M. ABBAL Michel	Professeur Honoraire	M. HOFF Jean
Professeur Honoraire	M. ADER Jean-Louis	Professeur Honoraire	M. JOFFRE Francis
Professeur Honoraire	M. ALBAREDE Jean-Louis	Professeur Honoraire	M. LACOMME Yves
Professeur Honoraire	M. ARBUS Louis	Professeur Honoraire	M. LAGARRIGUE Jacques
Professeur Honoraire	M. ARLET Jacques	Professeur Honoraire	Mme LARENG Marie-Blanche
Professeur Honoraire	M. ARLET Philippe	Professeur Honoraire	M. LARENG Louis
Professeur Honoraire	M. ARLET-SUAU Elisabeth	Professeur Honoraire	M. LAURENT Guy
Professeur Honoraire	M. ARNE Jean-Louis	Professeur Honoraire	M. LAZORTHES Franck
Professeur Honoraire	M. BARRET André	Professeur Honoraire	M. LAZORTHES Yves
Professeur Honoraire	M. BARTHE Philippe	Professeur Honoraire	M. LEOPHONTE Paul
Professeur Honoraire	M. BAYARD Francis	Professeur Honoraire	M. MAGNAVAL Jean-François
Professeur Honoraire	M. BOCCALON Henri	Professeur Honoraire	M. MANELFE Claude
Professeur Honoraire	M. BONAFE Jean-Louis	Professeur Honoraire	M. MANSAT Michel
Professeur Honoraire	M. BONEU Bernard	Professeur Honoraire	M. MASSIP Patrice
Professeur Honoraire	M. BOUNHOURE Jean-Paul	Professeur Honoraire	Mme MARTY Nicole
Professeur Honoraire	M. BOUTAULT Franck	Professeur Honoraire	M. MAZIERES Bernard
Professeur Honoraire	M. BUGAT Roland	Professeur Honoraire	M. MONROZIES Xavier
Professeur Honoraire	M. CAHUZAC Jean-Philippe	Professeur Honoraire	M. MOSCOVICI Jacques
Professeur Honoraire	M. CARATERO Claude	Professeur Honoraire	M. MURAT
Professeur Honoraire	M. CARLES Pierre	Professeur Honoraire	M. OLIVES Jean-Pierre
Professeur Honoraire	M. CARRIERE Jean-Paul	Professeur Honoraire	M. PASCAL Jean-Pierre
Professeur Honoraire	M. CARTON Michel	Professeur Honoraire	M. PESSEY Jean-Jacques
Professeur Honoraire	M. CATHALA Bernard	Professeur Honoraire	M. PLANTE Pierre
Professeur Honoraire	M. CHABANON Gérard	Professeur Honoraire	M. PONTONNIER Georges
Professeur Honoraire	M. CHAMONTIN Bernard	Professeur Honoraire	M. POURRAT Jacques
Professeur Honoraire	M. CHAVOIN Jean-Pierre	Professeur Honoraire	M. PRADERE Bernard
Professeur Honoraire	M. CLANET Michel	Professeur Honoraire	M. PRIS Jacques
Professeur Honoraire	M. CONTE Jean	Professeur Honoraire	Mme PUEL Jacqueline
Professeur Honoraire	M. COSTAGLIOLA Michel	Professeur Honoraire	M. PUEL Pierre
Professeur Honoraire	M. COTONAT Jean	Professeur Honoraire	M. PUJOL Michel
Professeur Honoraire	M. DABERNAT Henri	Professeur Honoraire	M. QUERLEU Denis
Professeur Honoraire	M. DALOUS Antoine	Professeur Honoraire	M. RAILHAC Jean-Jacques
Professeur Honoraire	M. DALY-SCHWEITZER Nicolas	Professeur Honoraire	M. REGIS Henri
Professeur Honoraire	M. DAVID Jean-Frédéric	Professeur Honoraire	M. REGNIER Claude
Professeur Honoraire	M. DELSOL Georges	Professeur Honoraire	M. REME Jean-Michel
Professeur Honoraire	Mme DELISLE Marie-Bernadette	Professeur Honoraire	M. ROCHE Henri
Professeur Honoraire	Mme DIDIER Jacqueline	Professeur Honoraire	M. ROCHICCIOLI Pierre
Professeur Honoraire	M. DUCOS Jean	Professeur Honoraire	M. ROLLAND Michel
Professeur Honoraire	M. DUFFAUT Michel	Professeur Honoraire	M. ROQUE-LATRILLE Christian
Professeur Honoraire	M. DUPRE M.	Professeur Honoraire	M. RUMEAU Jean-Louis
Professeur Honoraire	M. DURAND Dominique	Professeur Honoraire	M. SALVADOR Michel
Professeur Honoraire associé	M. DUTAU Guy	Professeur Honoraire	M. SALVAYRE Robert
Professeur Honoraire	M. ESCANDE Michel	Professeur Honoraire	M. SARRAMON Jean-Pierre
Professeur Honoraire	M. ESCHAPASSE Henri	Professeur Honoraire	M. SIMON Jacques
Professeur Honoraire	M. ESCOURROU Jean	Professeur Honoraire	M. SUC Jean-Michel
Professeur Honoraire	M. ESQUERRE J.P.	Professeur Honoraire	M. THOUVENOT Jean-Paul
Professeur Honoraire	M. FABIÉ Michel	Professeur Honoraire	M. TKACZUK Jean
Professeur Honoraire	M. FABRE Jean	Professeur Honoraire	M. TREMOULET Michel
Professeur Honoraire	M. FOURNIAL Gérard	Professeur Honoraire	M. VALDIGUIE Pierre
Professeur Honoraire	M. FOURNIE Bernard	Professeur Honoraire	M. VAYSSE Philippe
Professeur Honoraire	M. FORTANIER Gilles	Professeur Honoraire	M. VIRENQUE Christian
Professeur Honoraire	M. FRAYSSE Bernard	Professeur Honoraire	M. VOIGT Jean-Jacques

Professeurs Émérites

Professeur ADER Jean-Louis	Professeur JOFFRE Francis
Professeur ALBAREDE Jean-Louis	Professeur LAGARRIGUE Jacques
Professeur ARBUS Louis	Professeur LARENG Louis
Professeur ARLET-SUAU Elisabeth	Professeur LAURENT Guy
Professeur BOCCALON Henri	Professeur LAZORTHES Yves
Professeur BONEU Bernard	Professeur MAGNAVAL Jean-François
Professeur CARATERO Claude	Professeur MANELFE Claude
Professeur CHAMONTIN Bernard	Professeur MASSIP Patrice
Professeur CHAP Hugues	Professeur MAZIERES Bernard
Professeur CONTE Jean	Professeur MOSCOVICI Jacques
Professeur COSTAGLIOLA Michel	Professeur RISCHMANN Pascal
Professeur DABERNAT Henri	Professeur ROQUES-LATRILLE Christian
Professeur FRAYSSE Bernard	Professeur SALVAYRE Robert
Professeur DELISLE Marie-Bernadette	Professeur SARRAMON Jean-Pierre
Professeur GUIRAUD-CHAUMEIL Bernard	Professeur SIMON Jacques

FACULTE DE MEDECINE TOULOUSE-PURPAN

37 allées Jules Guesde - 31000 TOULOUSE

P.U. - P.H.

Classe Exceptionnelle et 1^{ère} classe

M. ADOUE Daniel (C.E)	Médecine Interne, Gériatrie
M. AMAR Jacques (C.E)	Thérapeutique
M. ATTAL Michel (C.E)	Hématologie
M. AVET-LOISEAU Hervé (C.E.)	Hématologie, transfusion
Mme BEYNE-RAUZY Odile	Médecine Interne
M. BIRMES Philippe	Psychiatrie
M. BLANCHER Antoine	Immunologie (option Biologique)
M. BONNEVILLE Paul (C.E)	Chirurgie Orthopédique et Traumatologie
M. BOSSAVY Jean-Pierre (C.E)	Chirurgie Vasculaire
M. BRASSAT David	Neurologie
M. BROUCHET Laurent	Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire
M. BROUSSET Pierre (C.E)	Anatomie pathologique
M. BUREAU Christophe	Hépatito-Gastro-Entéro
M. CALVAS Patrick (C.E)	Génétique
M. CARRERE Nicolas	Chirurgie Générale
M. CARRIE Didier (C.E)	Cardiologie
M. CHAIX Yves	Pédiatrie
Mme CHARPENTIER Sandrine	Médecine d'urgence
M. CHAUVEAU Dominique	Néphrologie
M. CHOLLET François (C.E)	Neurologie
M. DAHAN Marcel (C.E)	Chirurgie Thoracique et Cardiaque
M. DE BOISSEZON Xavier	Médecine Physique et Réadapt Fonct.
M. DEGUINE Olivier (C.E)	Oto-rhino-laryngologie
M. DUCOMMUN Bernard	Cancérologie
M. FERRIERES Jean (C.E)	Epidémiologie, Santé Publique
M. FOURCADE Olivier	Anesthésiologie
M. FOURNIÉ Pierre	Ophthalmologie
M. GAME Xavier	Urologie
M. GEERAERTS Thomas	Anesthésiologie et réanimation
M. IZOPET Jacques (C.E)	Bactériologie-Virologie
Mme LAMANT Laurence (C.E)	Anatomie Pathologique
M. LANG Thierry (C.E)	Biostatistiques et Informatique Médicale
M. LANGIN Dominique (C.E)	Nutrition
M. LAUWERD Frédéric	Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie
M. LAUQUE Dominique (C.E)	Médecine d'urgence
M. LIBLAU Roland (C.E)	Immunologie
M. MALAVALD Bernard	Urologie
M. MANGAT Pierre	Chirurgie Orthopédique
M. MARCHOU Bruno (C.E)	Maladies Infectieuses
M. MAZERES Julien	Pneumologie
M. MOLINIER Laurent	Epidémiologie, Santé Publique
M. MONTASTRUC Jean-Louis (C.E)	Pharmacologie
Mme MOYAL Elisabeth	Cancérologie
Mme NOURHASHEMI Fatemeh (C.E)	Gériatrie
M. OSWALD Eric (C.E)	Bactériologie-Virologie
M. PARANT Olivier	Gynécologie Obstétrique
M. PARIENTE Jérémie	Neurologie
M. PARINAUD Jean (C.E)	Biologie du Développement et de la Reprod.
M. PAUL Carole	Dermatologie
M. PAYOUX Pierre	Biophysique
M. PAYRAGRE Bernard (C.E)	Hématologie
M. PERON Jean-Marie	Hépatito-Gastro-Entérologie
M. PERRET Bertrand (C.E)	Biochimie
M. RASCOL Olivier (C.E)	Pharmacologie
M. RECHER Christian (C.E)	Hématologie
M. RISCHMANN Pascal (C.E)	Urologie
M. RIVIERE Daniel (C.E)	Physiologie
M. SALES DE GAUZY Jérôme (C.E)	Chirurgie Infantile
M. SALLES Jean-Pierre (C.E)	Pédiatrie
M. SANS Nicolas	Radiologie
Mme SELVES Janick	Anatomie et cytologie pathologiques
M. SERRE Guy (C.E)	Biologie Cellulaire
M. TELMON Norbert (C.E)	Médecine Légale
M. VINEL Jean-Pierre (C.E)	Hépatito-Gastro-Entérologie

Doyen : Didier CARRIE

P.U. - P.H.

2^{ème} classe

Mme BONGARD Varina	Epidémiologie
M. BONNEVILLE Nicolas	Chirurgie orthopédique et traumatologique
Mme CASPER Charlotte	Pédiatrie
M. COGNARD Christophe	Neuroradiologie
M. LAIREZ Olivier	Biophysique et médecine nucléaire
M. LAROCHE Michel	Rhumatologie
M. LEOBON Bertrand	Chirurgie Thoracique et Cardiaque
M. LOPEZ Raphael	Anatomie
M. MARTIN-BLONDEL Guillaume	Maladies infectieuses, maladies tropicales
M. MARX Mathieu	Oto-rhino-laryngologie
M. MAS Emmanuel	Pédiatrie
M. OLIVOT Jean-Marc	Neurologie
M. PAGES Jean-Christophe	Biologie Cellulaire et Cytologie
M. PORTIER Guillaume	Chirurgie Digestive
M. RONCALLI Jérôme	Cardiologie
Mme RUYSSSEN-WITRAND Adeline	Rhumatologie
Mme SAVAGNER Frédérique	Biochimie et biologie moléculaire
M. SOL Jean-Christophe	Neurochirurgie
Mme TREMOLLIERES Florence	Biologie du développement
Mme VEZZOSI Delphine	Endocrinologie

P.U. Médecine générale

M. MESTHÉ Pierre
M. OUSTRIC Stéphane (C.E)

Professeur Associé Médecine générale

M. ABITTEBOUL Yves
M. POUTRAIN Jean-Christophe

Professeur Associé en Neurologie

Mme PAVY-LE TRAON Anne

Professeur Associé en Bactériologie - Virologie : Hygiène Hospitalière

Mme MALAVALD Sandra

FACULTE DE MEDECINE TOULOUSE-RANGUEIL

133, route de Narbonne - 31062 TOULOUSE Cedex

Doyen : Elie SERRANO

P.U. - P.H.

Classe Exceptionnelle et 1^{ère} classe

P.U. - P.H.

2^{ème} classe

M. ARBUS Christophe	Psychiatrie	M. AUSSEIL Jérôme	Biochimie et biologie moléculaire
M. ACAR Philippe	Pédiatrie	M. BERRY Antoine	Parasitologie
M. ACCADBLED Franck	Chirurgie Infantile	M. BOUNES Vincent	Médecine d'urgence
M. ALRIC Laurent (C.E)	Médecine Interne	Mme BOURNET Barbara	Gastro-entérologie
Mme ANDRIEU Sandrine	Epidémiologie	M. CHAPUT Benoit	Chirurgie plastique et des brûlés
M. ARNAL Jean-François	Physiologie	Mme DALENC Florence	Cancérologie
Mme BERRY Isabelle (C.E)	Biophysique	M. DECRAMER Stéphane	Pédiatrie
M. BONNEVILLE Fabrice	Radiologie	Mme FARUCH-BILFELD Marie	Radiologie et Imagerie Médicale
M. BUJAN Louis (C. E)	Urologie-Andrologie	M. FAGUER Stanislas	Néphrologie
Mme BURAS-RIVIERE Alessandra	Médecine Vasculaire	M. FRANCHITTO Nicolas	Addictologie
M. BUSCAIL Louis (C.E)	Hépatogastro-entérologie	M. GARRIDO-STÓWHAS Ignacio	Chirurgie Plastique
M. CANTAGREL Alain (C.E)	Rhumatologie	M. GATIMEL Nicolas	Médecine de la reproduction
M. CARON Philippe (C.E)	Endocrinologie	Mme LAPRIE Anne	Radiothérapie
M. CHAUFOUR Xavier	Chirurgie Vasculaire	M. LAURENT Camille	Anatomie Pathologique
M. CHAYNES Patrick	Anatomie	M. LE CAIGNEC Cédric	Génétique
M. CHIRON Philippe (C.E)	Chirurgie Orthopédique et Traumatologie	M. MARCHEIX Bertrand	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
M. CONSTANTIN Amaud	Rhumatologie	M. MEYER Nicolas	Dermatologie
M. COURBON Frédéric	Biophysique	M. MUSCARI Fabrice	Chirurgie Digestive
Mme COURTADE SAIDI Monique	Histologie Embryologie	M. REINA Nicolas	Chirurgie orthopédique et traumatologique
M. DAMBRIN Camille	Chirurgie Thoracique et Cardiovasculaire	M. SILVA SIFONTES Stein	Réanimation
M. DELABESSE Eric	Hématologie	M. SOLER Vincent	Ophthalmologie
M. DELOBEL Pierre	Maladies Infectieuses	Mme SOMMET Agnès	Pharmacologie
M. DELORD Jean-Pierre	Cancérologie	Mme SOTO-MARTIN Maria-Eugénia	Gériatrie et biologie du vieillissement
M. DIDIER Alain (C.E)	Pneumologie	M. TACK Ivan	Physiologie
Mme DULY-BOUHANICK Béatrice (C.E)	Thérapeutique	M. VERGEZ Sébastien	Oto-rhino-laryngologie
M. ELBAZ Meyer	Cardiologie	M. YSEBAERT Loïc	Hématologie
M. GALINIER Michel (C.E)	Cardiologie		
M. GLOCK Yves (C.E)	Chirurgie Cardio-Vasculaire		
Mme GOMEZ-BROUCHET Anne-Muriel	Anatomie Pathologique		
M. GOURDY Pierre	Endocrinologie	P.U. Médecine générale	
M. GRAND Alain (C.E)	Epidémiologie, Eco. de la Santé et Prév.	Mme ROUGE-BUGAT Marie-Eve	
M. GROLLEAU RAOUX Jean-Louis (C.E)	Chirurgie plastique		
Mme GUIMBAUD Rosine	Cancérologie		
Mme HANAIRE Hélène (C.E)	Endocrinologie		
M. HUYGHE Eric	Urologie	Professeur Associé de Médecine Générale	
M. KAMAR Nassim (C.E)	Néphrologie	M. BOYER Pierre	
M. LARRUE Vincent	Neurologie	M. STILLMUNKES André	
M. LEVADE Thierry (C.E)	Biochimie		
M. MALECAZE François (C.E)	Ophthalmologie		
M. MARQUE Philippe	Médecine Physique et Réadaptation		
M. MAURY Jean-Philippe	Cardiologie		
Mme MAZEREUW Juliette	Dermatologie		
M. MINVILLE Vincent	Anesthésiologie Réanimation		
M. OTAL Philippe	Radiologie		
M. RAYNAUD Jean-Philippe (C.E)	Psychiatrie Infantile		
M. RITZ Patrick (C.E)	Nutrition		
M. ROLLAND Yves (C.E)	Gériatrie		
M. ROUGE Daniel (C.E)	Médecine Légale		
M. ROUSSEAU Hervé (C.E)	Radiologie		
M. ROUX Franck-Emmanuel	Neurochirurgie		
M. SAILLER Laurent	Médecine Interne		
M. SCHMITT Laurent (C.E)	Psychiatrie		
M. SENARD Jean-Michel (C.E)	Pharmacologie		
M. SERRANO Elie (C.E)	Oto-rhino-laryngologie		
M. SOULAT Jean-Marc	Médecine du Travail		
M. SOULIE Michel (C.E)	Urologie		
M. SUC Bertrand	Chirurgie Digestive		
Mme TAUBER Marie-Thérèse (C.E)	Pédiatrie		
Mme URO-COSTE Emmanuelle	Anatomie Pathologique		
M. VAYSSIERE Christophe	Gynécologie Obstétrique		
M. VELLAS Bruno (C.E)	Gériatrie		

M.C.U. - P.H.

M. ABBO Olivier	Chirurgie infantile
M. APOIL Poi Andre	Immunologie
Mme ARNAUD Catherine	Epidémiologie
Mme AUSSEIL-TRUDEL Stéphanie	Biochimie et Biologie Moléculaire
Mme BELLIERE-FABRE Julie	Néphrologie
Mme BERTOLI Sarah	Hématologie, transfusion
M. BIETH Eric	Génétique
Mme CASPAR BAUGUIL Sylvie	Nutrition
Mme CASSAGNE Myriam	Ophtalmologie
Mme CASSANG Sophie	Parasitologie
M. CAVAIGNAC Etienne	Chirurgie orthopédique et traumatologie
Mme CHANTALAT Elodie	Anatomie
M. CONGY Nicolas	Immunologie
Mme COURBON Christine	Pharmacologie
Mme DAMASE Christine	Pharmacologie
Mme de GLIEZENSKY Isabelle	Physiologie
Mme DE MAS Veronique	Hématologie
M. DUBOIS Damien	Bactériologie Virologie Hygiène
Mme FILLAUX Judith	Parasitologie
M. GANTET Pierre	Biophysique
Mme GENNERO Isabelle	Biochimie
Mme GENOUX Annelise	Biochimie et biologie moléculaire
M. HAMDJ Saïbouane	Biochimie
Mme HITZEL Anne	Biophysique
M. IRIART Xavier	Parasitologie et mycologie
Mme JONCA Nathalie	Biologie cellulaire
M. KIRZIN Sylvain	Chirurgie générale
Mme LAPEYRE-MESTRE Maryse	Pharmacologie
M. LHERMUSIER Thibault	Cardiologie
M. LHOMME Sébastien	Bactériologie-virologie
Mme MONTASTIER Emile	Nutrition
Mme MOREAU Marion	Physiologie
Mme NOGUEIRA M.L.	Biologie Cellulaire
Mme PERROT Aurore	Hématologie ; Transfusion
M. PILLARD Fabien	Physiologie
Mme PUISSANT Bénédicte	Immunologie
Mme RAYMOND Stéphanie	Bactériologie Virologie Hygiène
Mme SABOURDY Frédérique	Biochimie
Mme SAUNE Karine	Bactériologie Virologie
M. TAFANI Jean-André	Biophysique
M. TREINER Emmanuel	Immunologie
Mme VAYSSE Charlotte	Cancérologie
M. VIDAL Fabien	Gynécologie obstétrique

M.C.U. Médecine générale

M. BRILLAC Thierry
Mme DUPOUY Julie

M.C.U. - P.H.

Mme ABRAVANEL Florence	Bactériologie Virologie Hygiène
Mme BASSET Céline	Cytologie et histologie
Mme CAMARE Caroline	Biochimie et biologie moléculaire
M. CAMBUS Jean-Pierre	Hématologie
Mme CANTERO Anne-Valérie	Biochimie
Mme CARFAGNA Luana	Pédiatrie
Mme CASSOL Emmanuelle	Biophysique
Mme CAUSSE Elizabeth	Biochimie
M. CHASSANG Nicolas	Génétique
M. CLAVEL Cyril	Biologie Cellulaire
Mme COLOMBAT Magali	Anatomie et cytologie pathologiques
Mme CORRE Jill	Hématologie
M. DE BONNECAZE Guillaume	Anatomie
M. DEDOUIT Fabrice	Médecine Légale
M. DEGBOE Yannick	Rhumatologie
M. DELPLA Pierre-André	Médecine Légale
M. DESPAS Fabien	Pharmacologie
M. EDOUARD Thomas	Pédiatrie
Mme ESQUIROL Yolande	Médecine du travail
Mme EVRARD Solène	Histologie, embryologie et cytologie
Mme FLOCH Pauline	Bactériologie-Virologie; Hygiène Hospit.
Mme GALINIER Anne	Nutrition
Mme GALLINI Adeline	Epidémiologie
Mme GARDETTE Virginie	Epidémiologie
M. GASQ David	Physiologie
M. GATIMEL Nicolas	Médecine de la reproduction
Mme GRARE Marion	Bactériologie Virologie Hygiène
M. GUIBERT Nicolas	Pneumologie ; Addictologie
Mme GUILBEAU-FRUGIER Céline	Anatomie Pathologique
M. GUILLEMINAULT Laurent	Pneumologie
Mme GUYONNET Sophie	Nutrition
M. HERIN Fabrice	Médecine et santé au travail
Mme INGUENEAU Cécile	Biochimie
M. LEANDRI Roger	Biologie du dével. et de la reproduction
M. LEPAGE Benoit	Biostatistiques et Informatique médicale
Mme MAUPAS SCHWALM Françoise	Biochimie
M. MIEUSSET Roger	Biologie du dével. et de la reproduction
M. MOULIS Guillaume	Médecine Interne
Mme NAGR Nathalie	Neurologie
Mme QUELVEN Isabelle	Biophysique et Médecine Nucléaire
M. RIMAILHO Jacques	Anatomie et Chirurgie Générale
M. RONGIERES Michel	Anatomie - Chirurgie orthopédique
Mme VALLET Marion	Physiologie
M. VERGEZ François	Hématologie
M. YRONDI Antoine	Psychiatrie d'Adultes ; Addictologie

M.C.U. Médecine générale

M. BISMUTH Michel
Mme ESCOURROU Brigitte

Maîtres de Conférences Associés de Médecine Générale

Dr CHICOULAA Bruno
Dr FREYENS Anne
Dr PUECH Mariele

Dr BIREBENT Jordan
Dr BOURGEOIS Odile
Dr LATROUS Lella
Dr. BOUSSIER Nathalie

Résultats cliniques et radiologiques de la cupule
acétabulaire Polymax® : à propos de 182 prothèses à
2 ans de recul minimum

TABLES DES MATIÈRES

I. INTRODUCTION	8
II. MATÉRIEL ET MÉTHODES	11
<i>II. 1. Type d'étude</i>	11
<i>II. 2. La série</i>	11
<i>II. 3. Recueil de données</i>	13
<i>II. 4. Les implants</i>	14
<i>II. 5. La technique chirurgicale</i>	21
<i>II. 6. Méthode d'évaluation</i>	23
<i>II. 7. Analyse statistique</i>	27
III. RÉSULTATS	28
<i>III. 1. Clinique</i>	28
<i>III. 2. Radiologique</i>	31
<i>III. 3. Complications</i>	34
<i>III. 4. Survie</i>	35
IV. DISCUSSION	37
<i>IV. 1. Résultats</i>	37
<i>IV. 2. Cupule Polymax® et risque de luxation</i>	43
<i>IV. 3. Cupule Polymax® : évolution de l'implant acétabulaire RM® ?</i>	45
V. CONCLUSION	47
VI. BIBLIOGRAPHIE	48
VII. ANNEXES	54

I. INTRODUCTION

L'arthroplastie de hanche est une intervention fréquemment pratiquée en chirurgie orthopédique puisqu'elle représente 150 000 actes de prothèse primaires en France en 2018 (1). Il s'agit de la première localisation de prothèse. C'est une intervention efficace et reproductible pour traiter des affections dégénératives de la hanche et certaines fractures de l'extrémité proximale du fémur. Cette intervention a ainsi été qualifiée d'intervention du siècle (2). Le taux d'arthroplasties de hanche est en constante augmentation, +10,2% en France entre 2012 et 2018, et une augmentation entre 41,9 et 114,3% est à prévoir entre 2018 et 2050 (1) due au vieillissement de la population et à la demande fonctionnelle accrue des patients.

Le régime des déformations péri-acétabulaires en charge n'obéit pas aux mêmes lois que celle du fémur. Contrairement au versant fémoral, l'os péri-acétabulaire est déformable en charge et le reste après implantation de la cupule (3). L'implantation provoque initialement des contraintes rigidifiantes qui vont progressivement s'atténuer avec la résilience de l'os spongieux. L'interface de fixation, entre une cupule rigide et non déformable à un os déformable, est donc soumise à des contraintes de cisaillement, ce qui avait fait dire à Charnley que le descellement était inéluctable avec le ciment. De cette réflexion est née la fixation sans ciment. Elle permet d'obtenir des résultats pratiquement constants, fiables à long terme, comparables à ceux de la fixation cimentée (4) (5).

En 1962, le professeur John Charnley développe le concept de Low Friction Arthroplasty (6) avec une tige cimentée, une tête fémorale en métal de 22,2 mm et une cupule en polyéthylène plein. Il ouvre alors une réflexion autour de la longévité de la prothèse totale de hanche mais aussi des matériaux qui la composent notamment le couple de frottement. Une PTH est caractérisée par trois notions fondamentales : la mobilité, l'usure et la stabilité.

Pour essayer de répondre à ces critères, différents matériaux ont été développés : les couples de frottement dur/dur (Métal/Métal, Céramique/Céramique) et les couples de frottement dur/mou (Métal/Polyéthylène, Céramique/Polyéthylène). Tous les couples ont malheureusement des effets secondaires.

Le couple Métal/Métal et le relargage d'ions métalliques est associé à des pseudotumeurs des tissus mous et peut générer des ALVAL (7). Le couple Céramique/Céramique est à l'origine du phénomène de «squeaking» (8) ainsi que des fractures d'implants notamment acétabulaires (9). Par ailleurs, il n'est pas exempt de débris d'usure (10) ; en cas de reprise, il est recommandé de réimplanter une prothèse avec un couple de frottement Céramique/Céramique (11).

Le polyéthylène a été l'objet de nombreuses études portant notamment sur les conséquences de son usure sur le descellement (12) (13). En effet, l'étiologie principale de la reprise de prothèse totale de hanche (PTH) est le descellement aseptique de PTH (14). Il est le témoin d'un âge de pose de plus en plus précoce et d'une sollicitation plus importante des implants (15).

Pour le polyéthylène conventionnel, on retrouve un taux d'usure de 0,1mm/an, celui-ci entraîne un relargage important de particules et une ostéolyse péri-prothétique qui explique des taux de reprise à 15 ans de 11 à 30% selon les études (16) (17) (18) (19).

Plus de 50 ans après l'introduction de ce matériau, les suivis à long terme ont montré le bénéfice des polyéthylènes hautement réticulés apparus depuis une vingtaine d'année avec une faible usure de 0,035 mm/an et un taux de reprise lié à l'usure de 0% à 13 ans (20).

Les deux couples dur/mou actuellement les plus utilisés sont le couple chrome-cobalt - polyéthylène hautement réticulé et le couple céramique BioloX® Delta - polyéthylène hautement réticulé.

Le taux de luxation après prothèse totale de hanche de première intention est variable, de moins de 1% à plus de 5% selon les séries (21). L'intérêt des têtes de grand diamètre sur l'amplitude et la stabilité articulaire, ainsi que sur la diminution du risque de conflit a été parfaitement démontré expérimentalement (22). Cependant, il ne semble pas y avoir de bénéfices sur le risque de luxation à poser une tête de plus de 36mm (23).

La fixation sans ciment des cupules acétabulaires obéit à certaines règles, notamment celle d'obtenir une stabilité primaire permettant d'attendre le développement de la fixation secondaire biologique. La fixation primaire est obtenue par l'effet de press-fit d'une cupule légèrement surdimensionnée par rapport au site osseux avec un risque de déformation lors

de l'impaction. Dans un second temps, l'ancrage biologique nécessite notamment la réalisation d'une interconnexion de travées osseuses avec un revêtement poreux. L'idée générale permise par la présence d'un métal-back est l'effet de surface ; c'est-à-dire de reproduire une structure proche de celle de l'os hôte au niveau d'un substrat en métal lui-même bio-conducteur, tel que le titane, ce qui permet une ostéo-intégration secondaire de l'implant (24). Le métal-back également prévient la déformation de l'insert en polyéthylène lors de l'impaction ce qui pourrait modifier la « clearance » (jeu entre tête et cupule) et entraîner une usure anormale.

Compte tenu du risque d'usure, de fluage et de fracture du polyéthylène, une épaisseur minimale de l'insert de 7 mm est en général recommandée (25). Pour garantir cette épaisseur pour les plus petits diamètres de cupule, il faut soit utiliser une tête de plus petit diamètre, soit diminuer l'épaisseur du métal-back.

La cupule Polymax® (Adler, Italie) est un implant acétabulaire sans ciment, monobloc dans la mesure où l'insert en polyéthylène hautement réticulé et la cupule métal-back en titane sont assemblés lors de la fabrication. Le métal-back fin en titane de 0,4 mm permet de bénéficier d'une épaisseur de polyéthylène hautement réticulé plus importante. Ceci permet notamment d'utiliser des têtes de diamètre 32 mm et 36 mm pour des implants de moindre diamètre tout en s'assurant une bonne intégration de la cupule et en prévenant une déformation du polyéthylène lors de l'impaction.

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

L'objectif de ce travail était d'évaluer les résultats des 182 premières cupules Polymax® posés dans notre service à un recul minimum de 2 ans. Cette étude était basée sur l'analyse des résultats cliniques et radiologiques de cette série. L'analyse des complications en les comparant aux autres prothèses du marché permet d'évaluer sa sûreté d'utilisation.

Notre hypothèse principale est que l'implant acétabulaire Polymax® présenterait des résultats cliniques et radiologiques comparables (voire supérieurs) à ceux des implants de référence sans augmentation du taux de complications. Notre hypothèse secondaire est que le taux de luxation est dans la fourchette basse.

II. MATÉRIELS ET MÉTHODES

II. 1. Type d'étude

Il s'agit d'une étude prospective, continue et monocentrique, menée au sein du service de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique du CHU de Toulouse. Nous étudions les 182 premiers implants acétabulaires Polymax®. Ils ont été posés entre août 2014 et juin 2016.

Les critères d'inclusion étaient :

- Patient majeur
- PTH de première intention
- Absence de contexte traumatologique aiguë
- Absence de renforcement du fond de l'acétabulum
- Absence de contexte septique

II. 2. La série

La série était composée de 164 patients (182 PTH), 96 hommes (106 PTH) et 68 femmes (76 PTH) âgés en moyenne de 54,6 +/- 13,0 ans (18 à 87 ans). 77 ont été opérés du côté droit, 69 du côté gauche et 18 de manière bilatérale. L'indice de masse corporelle (IMC) était en moyenne de 26,5 +/- 4,1 kg/m² (17 à 35).

Le score ASA (American Society of Anesthesiologists score) (Annexe 1) reflète les comorbidités des patients. La distribution des scores ASA de la série est reproduite sur la Figure 1.

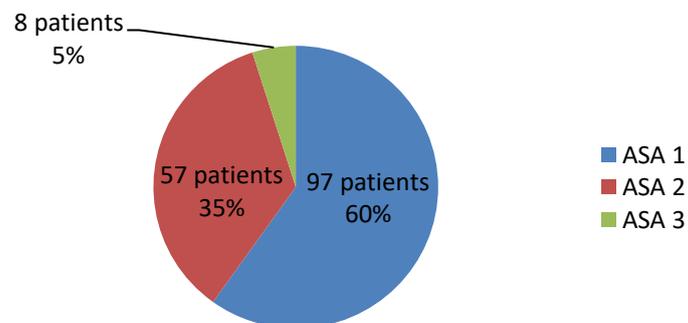


Figure 1. Distribution des scores ASA

Les causes d'implantation de la prothèse étaient (Figure 2) :

- La coxarthrose dans 153 cas (73 stade III et 80 stade IV selon la classification de Tönnis) (Annexe 2) :

- 115 étaient des coxarthroses centrées dégénératives primitives
- 20 sur dysplasies supéro-externe dont 2 dysplasies subluxées
- 7 suite à un conflit fémoro-acétabulaire
- 5 sur protrusion acétabulaire
- 4 sur coxa plana
- 2 étaient post-traumatiques après fracture de l'acétabulum

- L'ostéonécrose dans 27 cas (18 stade III et 9 stade IV selon la classification de Ficat et Arlet) (Annexe 3) :

- 24 étaient une ostéonécrose aseptique de la tête
- 3 étaient post-traumatiques après fracture cervicale vraie

- L'arthrite inflammatoire chez un patient de 43 ans souffrant de spondylarthrite ankylosante.

- La chondromatose chez un patient de 60 ans.

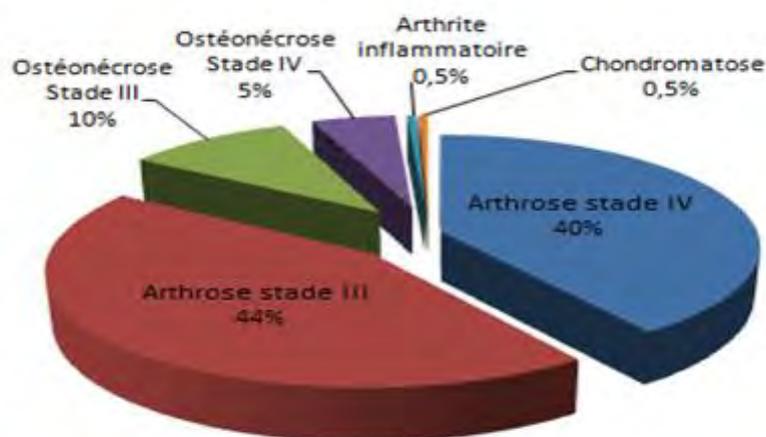


Figure 2. Etiologies

173 hanches étaient vierges de toute intervention. Pour 9 hanches (4,9%), une intervention chirurgicale antérieure avait été réalisée. Il s'agissait dans 5 cas (2,7%) d'une ostéosynthèse du col fémoral ou de l'acétabulum, et dans 4 cas (2,2%) d'une chirurgie correctrice de dysplasie cotyloïdienne par butée.

II. 3. Recueil de données

La liste des patients était récupérée à partir de la base de donnée prospective du fichier informatisé Orthowave (<https://web.orthowave.net/home.html>) (Annexe 4).

Ce logiciel de suivi clinique bénéficie de l'autorisation de la CNIL (Commission Nationale de l'Informatique des Libertés).

Cette étude a obtenu l'accord du comité éthique du CHU.

Les données cliniques ont été rassemblées au travers des courriers de consultations, du dossier infirmier, du dossier d'anesthésie et des données recueillies dans la base de données Orthowave.

Les patients ont été recontactés pour programmer un examen clinique et radiographique à au moins 2 ans post-opératoire. Pour les patients ne souhaitant pas ou ne pouvant pas se rendre à la consultation, les scores cliniques étaient réalisés par téléphone et le contrôle radiographique dans un centre d'imagerie proche de leur domicile.

Les clichés radiographiques étaient des supports digitalisés inclus dans un logiciel PACS du CHU de Toulouse. Ils étaient réalisés en post-opératoire immédiat et au dernier recul.

Les mesures réalisées étaient déterminées par l'intermédiaire des outils du PACS et le logiciel d'analyse radiographique inclus dans Orthowave.

II. 4. Les implants

II. 4. 1. L'implant acétabulaire Polymax®

La cupule Polymax® (Figure 3) est un implant acétabulaire monobloc mixte hémisphérique sans ciment. Il est composé d'un insert en polyéthylène hautement réticulé d'une épaisseur minimale de 6.3 mm pour la cupule la plus petite de 42 mm, et de 7,3 mm au moins à partir de 44 mm, serti en usine dans une cupule métal-back fabriquée à partir de poudre de titane. Il existe en 13 tailles de cotyles de 42 mm à 66 mm (avec une incrémentation de 2 mm). Cette cupule est destinée à s'articuler autour de têtes fémorales métallique en Chrome-Cobalt-Molybdène ou en céramique d'alumine Biolox® Delta (75% d'Alumine et 25% de Zircane T-TZP) de diamètre compris entre 28 et 36 mm. Il est stérilisé sous atmosphère interne par des rayons gamma.



Figure 3. Cupule Polymax®

Le métal-back est fabriqué par des procédés de fabrication «additive» (imprimante 3D) (Figure 4). Ce procédé de fabrication reproduit à l'identique la structure acétabulaire, en monobloc à partir de «pains» de poudre de titane. Le procédé de soudage de la matière s'effectue par une source d'énergie de type faisceau d'électrons, fabriquant la prothèse directement à partir de données CAO (conception assistée par ordinateur) en section de 70

microns d'épaisseur sous température contrôlée et sous vide, sans outillage. Lorsque la fabrication est terminée, la poudre non soudée est enlevée et les cupules apparaissent. Il n'est pas réalisé de geste d'usinage complémentaire.



Figure 4. Procédé de fabrication «additive»

Le métal-back a des parois de 0,4mm. Il est recouvert d'un état de surface macro-poreux de réhabilitation osseuse Ti-Por® (porosité de 700 microns) réalisé à partir de poudre de titane, sans hydroxyapatite. Le revêtement macro-poreux est pourvu d'aspérités à la partie supérieure du métal-back afin d'optimiser l'ostéo-intégration de l'implant (Figure 5).

Le press-fit est de 1mm. Son arrière-fond est aplati limitant le risque d'être en appui osseux dans cette zone à défaut, et d'être en appui au niveau équatorial où se situe l'ancrage primitif : le press-fit.

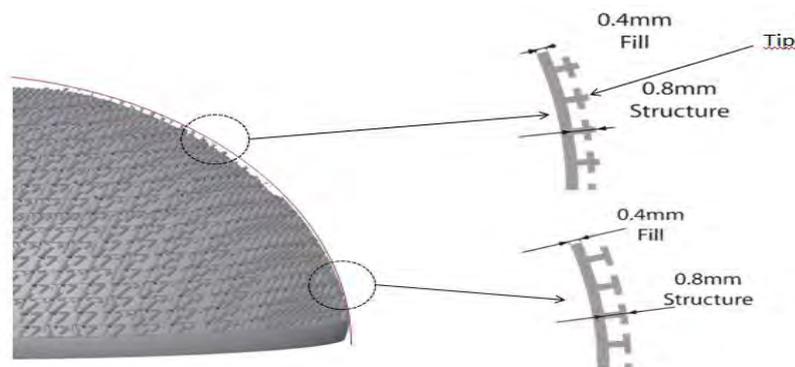


Figure 5. Métal-back et revêtement macro-poreux

L'insert en polyéthylène hautement réticulé est assemblé à l'usine au métal-back par une presse mécanique. Un système de verrouillage empêche l'insert et le métal-back de se desserrer (Figure 6).

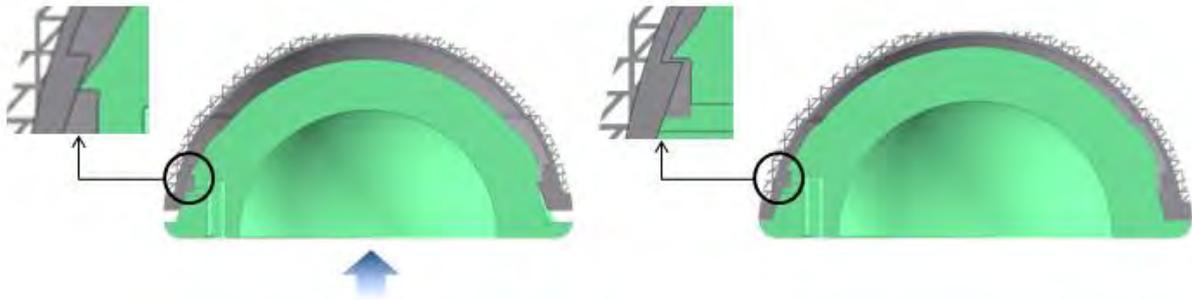


Figure 6. Système de verrouillage du polyéthylène

La cupule Polymax® permet d'utiliser une tête de 32mm dès la taille de cupule de 48mm en conservant une épaisseur de polyéthylène hautement réticulé de sécurité de 7,3mm. Il est possible d'utiliser une tête de 36mm à partir d'une taille de cupule de 52mm avec la même épaisseur de sécurité. La figure 7 illustre les correspondances entre taille d'implant, diamètre de tête et épaisseur du polyéthylène.

TAILLE		42	44	46	48	50	52	54	56	58	60	62	64	66	68
Ø REEL		43	45	47	49	51	53	55	57	59	61	63	65	67	69
28	Ø TETE	28	28	28	28	28									
	EP. PE	6.3	7.3	8.3	9.3	10.3									
32	Ø TETE				32	32	32	32							
	EP. PE				7.3	8.3	9.3	10.3							
36	Ø TETE						36	36	36	36	36	36	36	36	36
	EP. PE						7.3	8.3	9.3	10.3	11.3	12.3	13.3	14.3	15.3

Figure 7. Taille d'implant, diamètre de tête et épaisseur du polyéthylène

Dans notre série, le diamètre des cupules variaient de 44mm à 62mm ; le diamètre 42mm n'a jamais été utilisé. La Figure 8 rapporte le diamètre des têtes utilisées pour chaque taille de cupule.

A noter que toutes les cupules de taille 48mm et 50mm ont systématiquement été associées à une tête de diamètre 32mm. Aussi, 24 des 34 cupules de taille 52mm (70,6%) et 38 des 48 cupules (79,2%) de taille 54mm ont été associées à une tête de diamètre 36mm.

L'utilisation d'une tête de diamètre 32mm ou 36mm pour les cupules de diamètre supérieur à 52mm dépendait fortement du choix de l'opérateur.

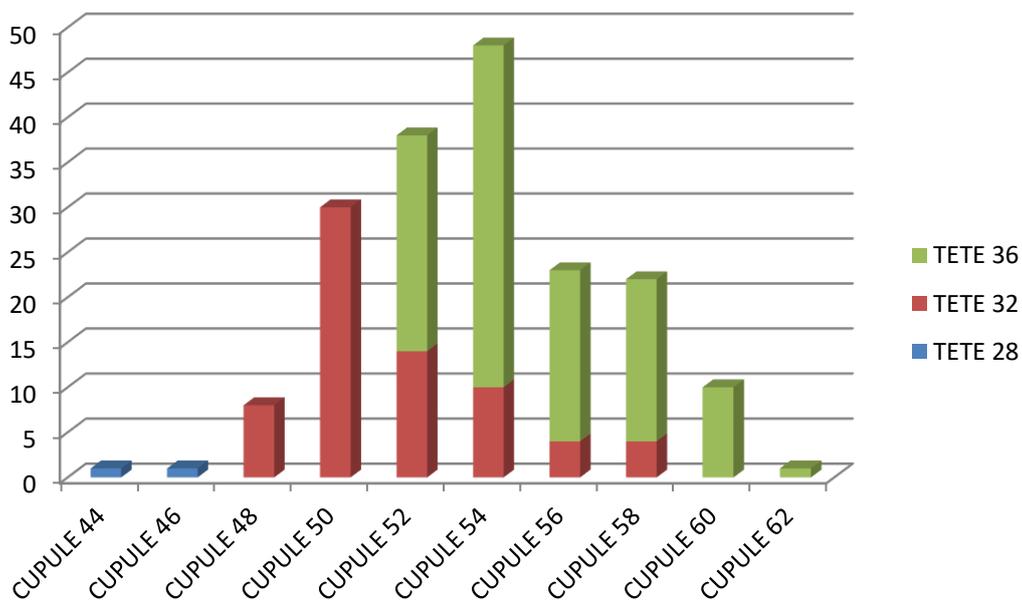


Figure 8. Répartition des tailles de cupules et diamètres de tête

II. 4. 2. La tige fémorale Omnicase®

La tige Omnicase® (Zimmer, Etats-Unis) (Figure 9) est une tige anatomique à courbure sagittale. C'est un implant de forme droite dans le plan frontal, courbe dans le plan sagittal (concavité postérieure), doublement conique en frontal et sagittal, remplissante dans le plan frontal avec un aileron anti-rotatoire externe et un épaulement interne sur le calcar. Il est ovale à la section en zone métaphysaire et arrondi en zone distale.

Un alliage de titane est utilisé pour l'implant non cimenté. L'état de surface est en titane poreux revêtu d'hydroxyapatite. La tige non cimentée est légèrement surdimensionnée par rapport à la râpe, permettant grâce à sa géométrie de type press-fit (doublement conique) et à la présence de cannelures antérieures et postérieures en zone métaphysaire, d'assurer une bonne stabilité primaire.

Les implants présentent une antéversion du col de 6°, un angle cervico-diaphysaire de 135° et un cône morse 12/14 d'angle au sommet de 5°38'. La gamme comprend 5 tailles gauche et droite.



Figure 9. Tige Omnicase®

II. 4. 3. La tige fémorale Apta® / Aptafix®

La tige Apta® (Adler, Italie) (Figure 10) est une tige anatomique à courbure sagittale, à col modulaire, non cimentée. La partie distale est droite et les courbes de la tige dans la partie métaphysaire suivent la torsion naturelle du fémur. La tige présente une extrémité distale chanfreinée.

La tige est fabriquée dans un alliage de titane avec un revêtement de titane poreux dans la région proximale et un revêtement d'hydroxyapatite sur sa longueur. La gamme comprend 8 tailles droite et gauche.

Le col modulaire amovible est en titane. Une gamme de 15 cols est disponible. La modularité du col intervient aux 3 niveaux suivants et, pour chacun de ces niveaux, 3 positions sont possibles : longueur sur l'axe vertical ; «offset» sur l'axe horizontal ; orientation (antéversion / pas de correction d'orientation / rétroversion).

Les tiges qui nécessitent un col standard (OY) ou un col latéralisé (OC) ont un col fixe (Aptafix®) évitant l'utilisation inutile d'un col modulaire.



Figure 10. Tige Apta®

II. 4. 4. La tige fémorale Optimys®

La tige Optimys® (Mathys, Suisse) (Figure 11) est une tige courte non cimentée avec appui direct sur le calcar. C'est un implant à courbure médiale s'orientant sur le col du fémur le long de l'éperon de Merkel avec comme objectif de reproduire au plus près le centre de rotation et l'offset du patient. L'épargne osseuse est aussi optimisée. La forme prononcée en triple cône assure la stabilité primaire dans la zone métaphysaire fémorale et réduit le risque d'affaissement post-opératoire. La pointe distale polie évite la fixation distale et facilite l'insertion.

Le design de la tige et la restitution de l'anatomie du sujet permet une amélioration de la répartition des forces et réduit le phénomène de «stress shielding».

Le matériau utilisé pour la fabrication de la prothèse est un alliage de titane. Le revêtement par projection plasma de titane contenant du phosphate de calcium favorise la croissance de l'os sur la tige. Les implants présentent un cône morse 12/14. La gamme comprend 12 tailles pour la version standard et latéralisée.



Figure 11. Tige Optimys®

La figure 12 illustre les tiges fémorales implantées dans notre série. Une tête en céramique du laboratoire correspondant à l'implant fémoral était impactée sur le cône morse de la tige pour les 182 patients de la série.

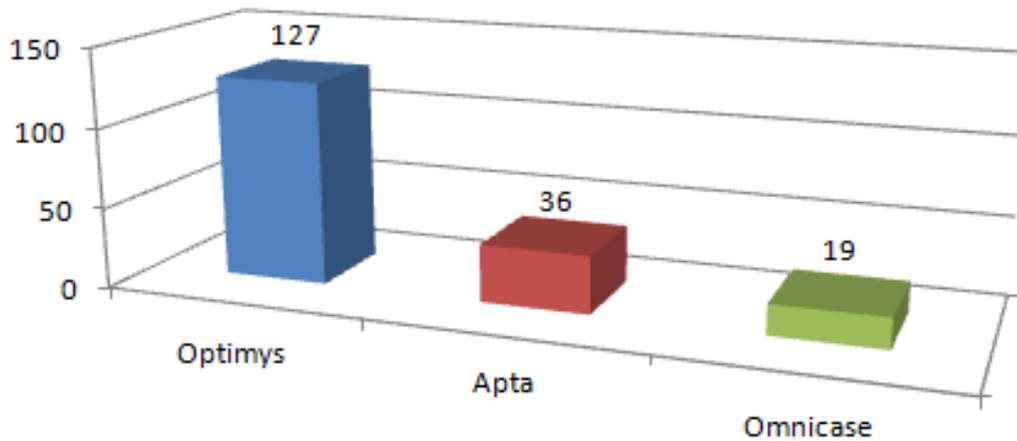


Figure 12. Tiges fémorales utilisées

II. 5. La technique chirurgicale

L'étude était multi opérateurs (10 chirurgiens dont 5 séniors), 170 des 182 prothèses (93,4%) ont été posées par trois professeurs du service : Pr Philippe Chiron, Pr Nicolas Reina et Pr Jean-Michel Laffosse.

La planification pré-opératoire était réalisée à partir de clichés radiologiques acquis par le système d'imagerie EOS® (26). Ces clichés étaient analysés par le module de planification pré-opératoire d'implants numériques du logiciel Traumacad® afin de déterminer le modèle, la taille des implants, la latéralisation, la hauteur de coupe dans le but de prévenir toute inégalité de longueurs des membres inférieurs et reproduire le centre de rotation de la hanche (Figure 13).

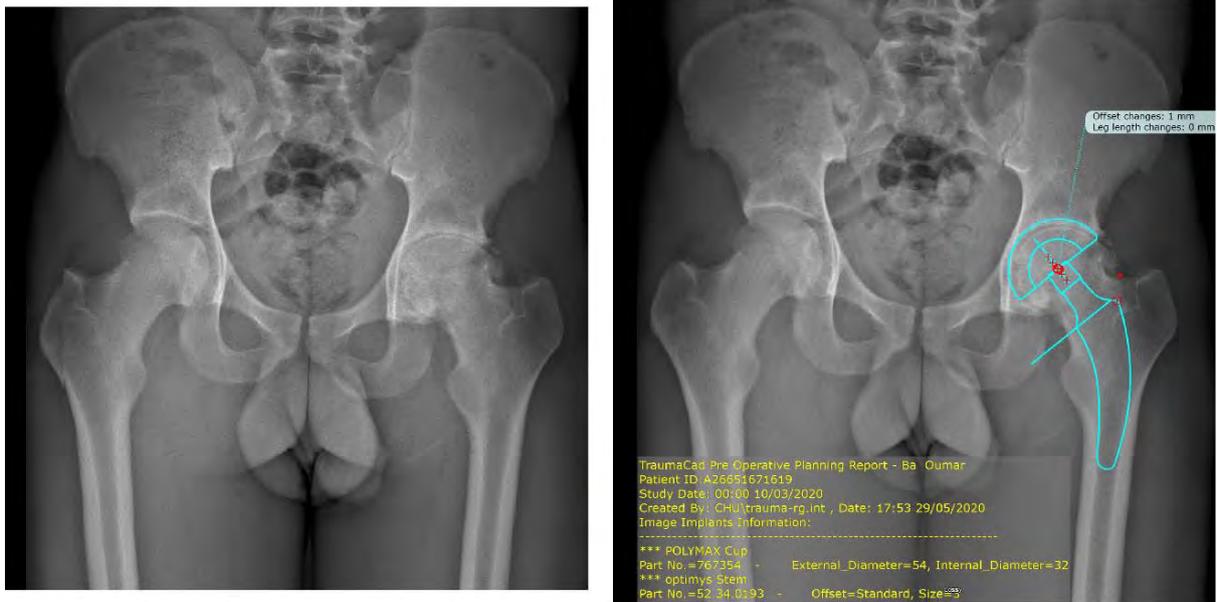


Figure 13. EOS® et planification par Traumacad®

Dans une salle avec flux laminaire vertical, le patient était installé en décubitus latéral. La voie d'abord utilisée par tous les opérateurs était une voie postéro latérale mini-invasive de 8 cm avec désinsertion et réinsertion du tendon de l'obturateur interne en fin de chirurgie (27). Une ligature du pédicule circonflexe médial était pratiquée durant l'intervention pour limiter les pertes sanguines (28).

La cupule Polymax® était impactée en press-fit après préparation de l'acétabulum à la fraise taille pour taille, à l'aide de repères anatomiques et selon la planification pré-opératoire. La stabilité de l'implant était évaluée manuellement en per-opératoire. Le choix du modèle d'implant fémoral et le diamètre de la tête était laissé au libre choix de l'opérateur.

Une antibioprophylaxie per-opératoire a été réalisée selon les recommandations de la Société Française d'Anesthésie Réanimation. La séquence de soins post-opératoires étaient protocolisée tant pour la gestion de l'analgésie, de la thromboprophylaxie, que des soins rééducatifs.

II. 6. Méthode d'évaluation

II. 6. 1. Clinique

Les données collectées nous ont permis d'évaluer le score clinique de Postel Merle d'Aubigné (29) (Annexe 5). Le score PMA est constitué de 3 items : douleur, mobilité et la stabilité à la marche, chacun côté sur 6 points. Une évaluation de chaque item était réalisée en plus de l'analyse du PMA global.

Le score PMA pouvait être classé en 4 groupes en fonction du résultat obtenu :

«excellent» = 18, «bon» = 16-17, «moyen» = 14-15 et «mauvais» < 14

L'évaluation clinique était également faite par le calcul du score de Harris originel (30) (Annexe 6) en pré opératoire ainsi qu'au contrôle radio clinique. Ce questionnaire intègre différents items relatifs à la douleur, la mobilité, la présence ou l'absence d'attitude vicieuse et la fonction de la hanche. Le score maximum pouvant être obtenu est de 100 points.

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.

Lors de l'évaluation clinique, une fiche reprenant l'ensemble des items du WOMAC (31) (Annexe 7) était remise au patient. Cet auto-questionnaire comprend 3 domaines d'analyses : la douleur (avec 5 questions scorées sur 20 points), la raideur (avec 2 questions scorées sur 8 points), et la fonction quotidienne (avec 17 questions scorées sur 68 points).

Le score de 0 correspond à une hanche de fonction normale, et le score maximal de 96 à une articulation non fonctionnelle et très douloureuse.

II. 6. 2. Radiologique

Dans le plan frontal, l'angle de couverture externe (ou VCE) a été évalué sur la radiographie de bassin de face en pré opératoire. L'inclinaison de l'implant acétabulaire était mesurée par rapport à la ligne des U radiologiques en post-opératoire immédiat et au plus long recul (Figure 14).

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 de l'implant étaient superposables. Le centre de l'acétabulum était repéré par des coordonnées (X, Y) avec comme références des repères fixes après arthroplastie : la ligne tangente au bord inférieur des U et 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 Bonnomet (32).

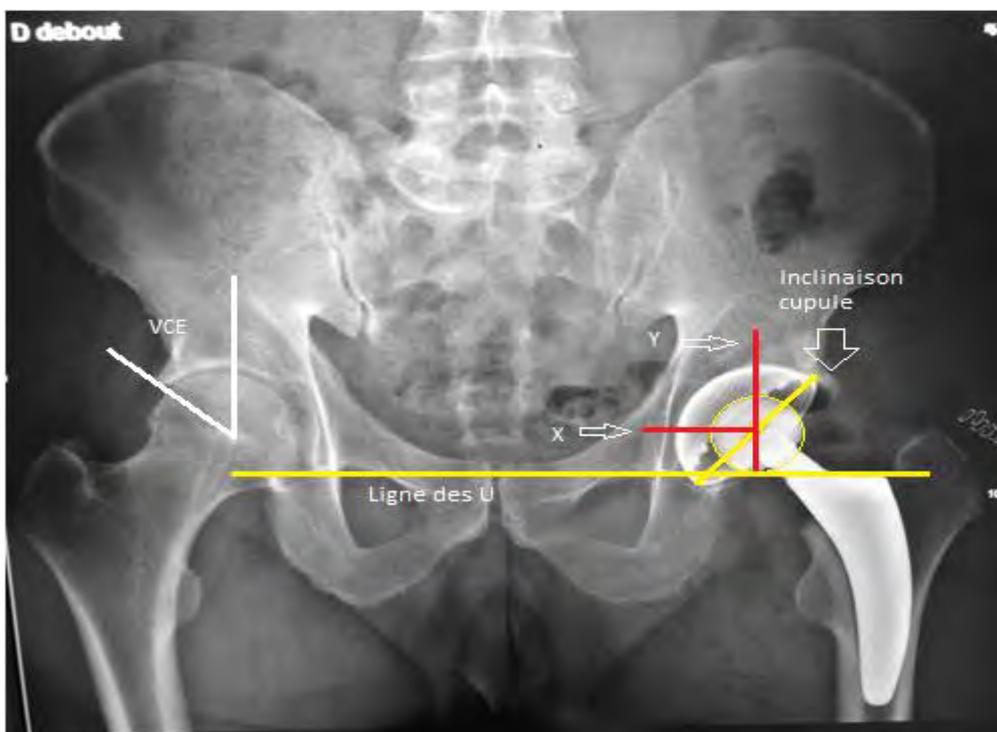


Figure 14. Mesures radiologiques dans le plan frontal

La présence d'un liseré a été recherchée sur les clichés de face et de profil ainsi que leurs localisations en fonction des zones de DeLee et Charnley (33) (Figure 15). En effet, l'apparition d'un liseré sur le cliché au plus long recul absent sur le cliché post opératoire immédiat correspond à un défaut d'ostéointégration de l'implant.

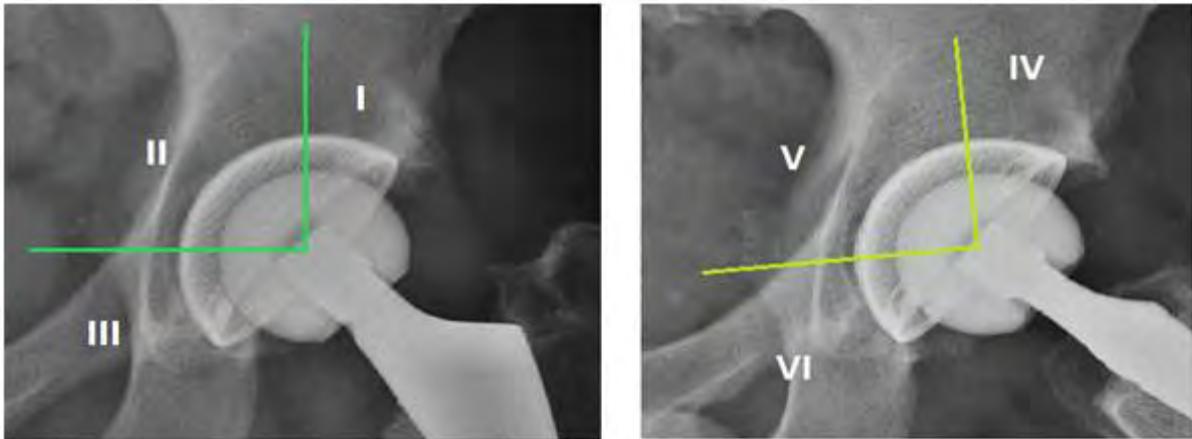


Figure 15. Zones de DeLee et Charnley de face et de profil

En se basant sur un travail de G. Cohen (34) sur l'évolution de la trame osseuse lors de greffes et de la consolidation osseuse, nous avons détaillé les modifications de la trame osseuse en zone portante. La trame osseuse était notée comme densifiée, inchangée, estompée, ou disparue (Figure 16, 17).



Figure 16. Analyse de la trame osseuse : trame densifiée

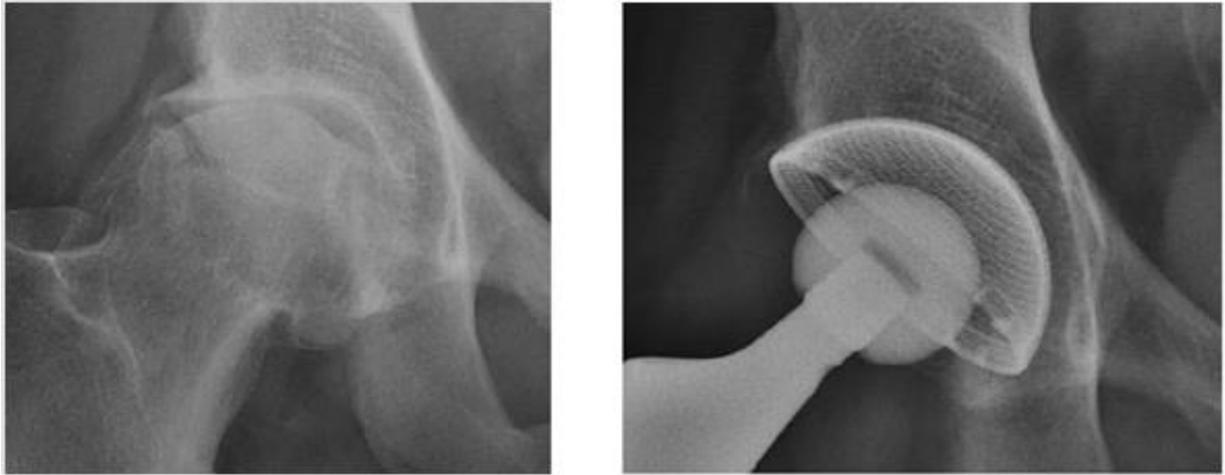


Figure 17. Analyse de la trame osseuse : trame estompée avec disparition de la condensation supéro-externe

L'ostéointégration des implants était étudiée selon la méthode d'Epinette (score ARA) (35) (36) (Annexe 8). Le but de ce score est d'analyser si les modifications survenant entre le cliché postopératoire et le cliché au dernier recul peuvent être qualifiées de normales, ou au contraire de signes d'alerte, voire de faillite avérée. Si des signes surviennent, ils pourront être considérés soit comme neutres, témoignant d'une simple adaptation et ne minorant pas le résultat, soit comme négatifs à des degrés divers. Il est commode de partir d'une situation de départ à 6 points, et d'attribuer des points négatifs de 1 à 4 pour chacun de ces signes. La sommation arithmétique de ces «facteurs de risque» conduira à un score final, définissant l'adaptation de la prothèse au fourreau osseux.

L'ostéointégration était jugée excellente pour un score de 6, bonne pour un score de 4 ou 5, moyenne pour 3, et mauvaise s'il était inférieur à 3.

Aussi, les ossifications péri-articulaires ont été analysées selon la classification de Brooker (37) (Annexe 9).

II. 6. 3. Survie

Le suivi post-opératoire des patients nous a permis d'analyser la survie de l'implant acétabulaire Polymax®. Le critère de censure était défini par la reprise chirurgicale avec changement prothétique acétabulaire toute cause confondue.

Les complications et les évènements survenus durant la période de suivi étaient consignés ainsi que la nécessité d'une réintervention et sa cause. Ainsi, nous avons distingué et également analysé la survenue de descellement aseptique et de luxation.

II. 7. Analyse statistique

L'ensemble des données ont été collecté grâce au logiciel Excel v.12. Les caractéristiques de la série ont été décrites en moyenne et écart-type pour les variables continues, et en pourcentages pour les valeurs catégorielles.

L'analyse statistique des résultats a utilisé le test de Student. Il permettait de calculer si la différence entre les scores cliniques (PMA, Harris, WOMAC) pré-opératoire et au dernier recul étaient significative. Un degré de signification $p < 0,05$ a classiquement été retenu.

L'analyse de la survie a été calculée selon la méthode de Kaplan Meyer (38).

L'ensemble de ces paramètres ont été analysés à l'aide du logiciel Stat view 5.0.

III. RÉSULTATS

III. 1. Clinique

L'évaluation fonctionnelle selon le score de Postel Merle d'Aubigné était en moyenne de 11,35 +/- 2,7 en pré-opératoire. Au dernier recul, il était en moyenne de 17,69 +/- 0,64.

Le gain moyen du score PMA était de 6,3 +/- 2,7, avec des extrêmes allant de 1 à 13.

L'amélioration du score PMA global moyen et des trois items le composant était significative ($p < 0,001$) (Tableau I).

		PMA douleur	PMA mobilité	PMA stabilité	PMA global
Pré-opératoire	minimum	0	2	1	4
	moyenne	2,7	4,5	4,0	11,4
	maximum	5	6	6	13
Au recul	minimum	4	5	3	14
	moyenne	5,8	6,0	5,9	17,7
	maximum	6	6	6	18
p		<0,001	<0,001	<0,001	<0,001

Tableau I. Score PMA

La figure 11 représente la répartition des effectifs en fonction des classes du score PMA en pré-opératoire et au recul.

Au recul, nous retrouvons 97,5% d'excellents et bons résultats.

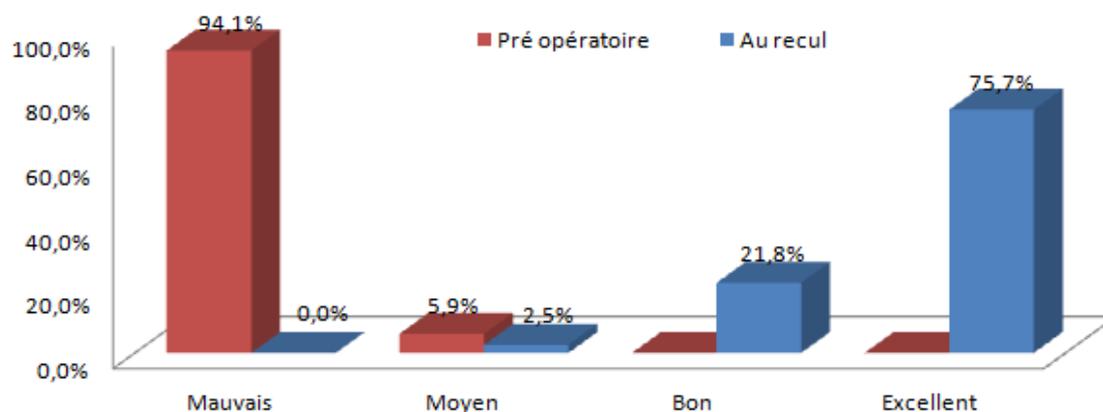


Figure 18. Evolution selon les classes du score PMA

Le score de Harris était très significativement amélioré au dernier recul ($p < 0.0001$) (Tableau II).

En pré-opératoire, le score de Harris était en moyenne de 53,9 +/- 14,5. Au dernier recul, il était en moyenne de 97,7 +/- 4,9 (Figure 19).

Le gain moyen du HSS était de 42,9 +/- 14,6, avec des extrêmes allant de 8 à 75.

L'évaluation fonctionnelle selon le score de WOMAC était en moyenne de 47,3 +/- 14,7 en pré-opératoire. Au dernier recul, il était en moyenne de 2,3 +/- 3,7 (Figure 19).

Le gain moyen du score WOMAC était de 44,1 +/- 15,6, avec des extrêmes allant de 4 à 79.

L'amélioration du score WOMAC était significative ($p < 0,001$) (Tableau II).

		HHS	WOMAC
Pré-opératoire	Minimum	25	29
	Moyenne	53,9	47,3
	Maximum	71	79
Au recul	Minimum	59	0
	Moyenne	97,7	6,0
	Maximum	100	19
P		<0,0001	<0,001

Tableau II. Scores HHS et WOMAC

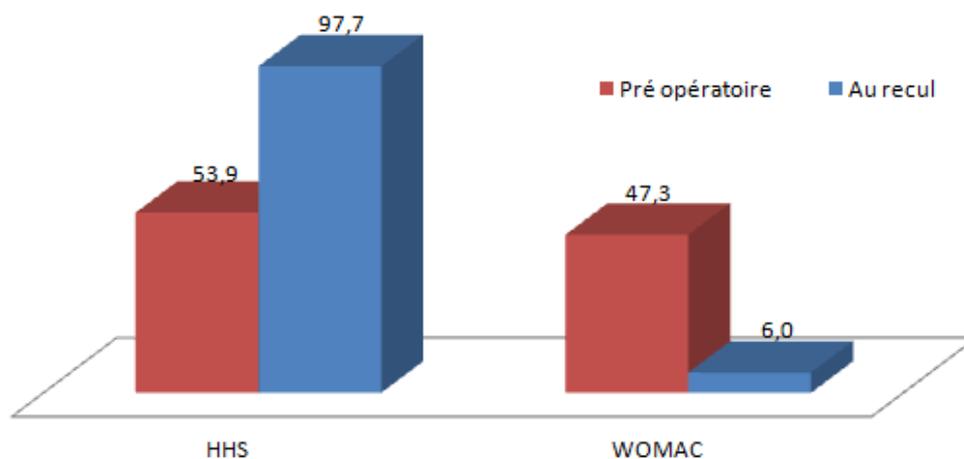


Figure 19. Evolution des scores HHS et WOMAC

En pré-opératoire, on remarque que les scores cliniques PMA et HHS sont inférieurs chez les patients présentant une ostéonécrose par rapport à ceux présentant une arthrose. Cette différence est illustrée sur la figure 20.

On note une différence statistiquement significative ($p=0,05$) pour le score HHS.

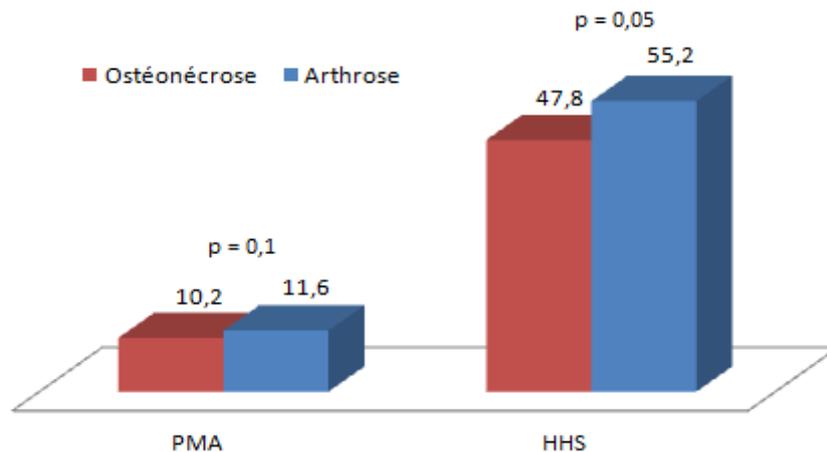


Figure 20. Scores PMA et HHS en fonction de l'étiologie en pré-opératoire

Au dernier recul, les patients présentant une ostéonécrose avaient en moyenne un score PMA de 17,4 +/- 1,1 et un score HHS moyen de 97,1 +/- 4,8.

En comparaison, le score PMA des patients présentant une arthrose était en moyenne de 17,7 +/- 0,6. Le score HHS de ces patients au dernier recul était en moyenne de 97,8 +/- 5,3 (Figure 21).

Il n'y a pas de différence statistiquement significative des scores cliniques en fonction de l'étiologie.

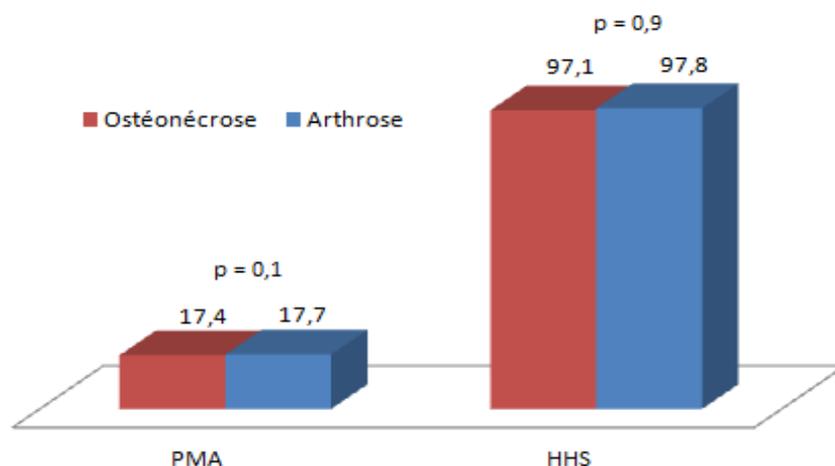


Figure 21. Scores PMA et HHS en fonction de l'étiologie au dernier recul

III. 2. Radiologique

Nous disposons d'un dossier radiologique complet pour 175 hanches opérées avec une survie de l'implant acétabulaire supérieure à 2 ans. Il comprenait des radiographies du bassin de face ainsi que de la hanche opérée de face et de profil en pré- opératoire, post-opératoire et au dernier recul.

L'angle de couverture externe en pré-opératoire était en moyenne de 35,6°. 16 hanches présentaient une insuffisance de couverture externe ($VCE < 20^\circ$) et 13 patients avaient une hanche limite avec un angle VCE compris entre 20 et 25°.

Pour les 4 hanches ayant bénéficié d'une chirurgie correctrice de dysplasie cotyloïdienne par butée, le VCE corrigé était en moyenne de 51,3°.

L'inclinaison moyenne de l'implant acétabulaire était de 46,0° en post opératoire immédiat ainsi qu'au dernier recul (Figure 20). Pour 16 hanches, l'inclinaison de la cupule dépassait 55°. Deux implants se sont verticalisés de plus de 5° au dernier recul (passant de 44° à 56° et de 33° à 46°). Un implant s'est horizontalisé de 17° au dernier recul par rapport aux radiographies post-opératoires.

Aucune cupule ne présentait de mobilisation dans le plan frontal de plus de 5 mm en hauteur ou en médialisation.

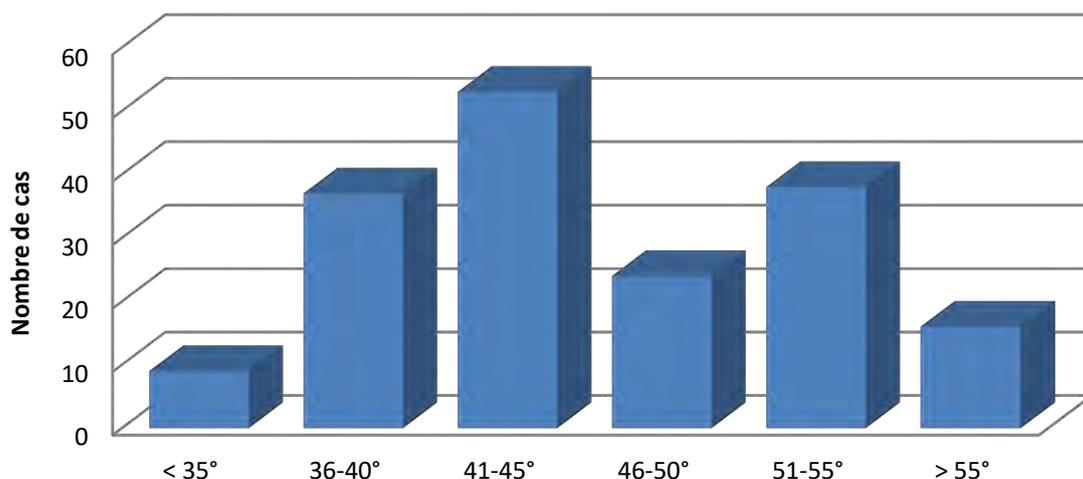


Figure 20. Répartition des inclinaisons des implants

Aucune usure ou de fracture d'implant n'a été observée au dernier recul.

Il n'a pas été constaté d'apparition de liséré péri-prothétique. Il n'y avait pas non plus de géodes évolutives ou de zones d'ostéolyses radiologiques au dernier recul.

L'évolution de la trame osseuse entre les radiographies pré-opératoires et celles au dernier recul était la suivante :

- 14 hanches présentaient une trame osseuse estompée qui s'est densifiée au dernier recul
- 118 hanches avaient une trame osseuse inchangée
- 43 hanches présentaient une condensation de la trame osseuse en pré-opératoire qui est devenue normale au dernier recul

Le bilan radiologique dont nous disposons nous a permis de calculer le score ARA acétabulaire (Tableau III). Il a été bon ou excellent dans 172 cas (98,3%), moyen dans 2 cas (1,1%) et mauvais dans un cas (0,6%).

	Nombre de cas	Pourcentage
Excellent (6 points)	160	91,4 %
Bon (4 - 5 points)	12	6,9 %
Moyen (2 - 3 points)	2	1,1 %
Mauvais (0 - 1 point)	1	0,6 %

Tableau III. Score ARA acétabulaire

La répartition selon la classification de Brooker est présentée dans le Tableau IV. Selon Brooker, 90,9% des hanches ne présentaient pas d'ossification péri-articulaire.

Il y a avait une ossification péri-articulaire de stade 3 (Figure 21). Aucun patient n'a nécessité d'intervention pour exérèse chirurgicale.

Ossifications	Nombre de cas	Pourcentage
Pas d'ossification	159	90,8 %
Brooker 1	15	8,6 %
Brooker 2	0	0 %
Brooker 3	1	0,6 %
Brooker 4	0	0 %

Tableau IV. Classification de Brooker



Figure 21. Ossifications de stade 3 selon la classification de Brooker

III. 3. Complications

Deux complications ont été relevées ayant nécessité la révision de l'implant soit un taux de reprise de 1,1% à 2 ans.

Le premier patient a eu une révision de son arthroplastie à J1 sur une absence de press-fit de l'implant acétabulaire pour mise en place d'un implant vissé. Il s'agissait d'une hanche dysplasique difficile et où le press-fit n'avait pas été obtenu de façon satisfaisante en per-opératoire.

Le deuxième patient a présenté deux épisodes de luxation malgré un positionnement des implants satisfaisant étudié par tomodensitométrie. Lors de la reprise, il existait un effet came antérieur important sur la fibrose cicatricielle. L'implant a été changé pour mettre en place une cupule double mobilité.

Par ailleurs, une luxation à J5 a été réduite sous anesthésie générale chez un patient sans récurrence.

Deux autres patients ont présenté une luxation de leurs prothèses dans le cadre d'une infection précoce et ont été traités par lavage chirurgical, changement des têtes fémorales, conservations des cupules et des tiges, et antibiothérapie. Ainsi, le taux d'infection est de 1,1% à 2 ans.

Six patients présentaient une enthésopathie du psoas (3,3%) dont un patient a nécessité une chirurgie d'allongement du tendon du psoas.

Quatre patients se plaignaient d'une tendinopathie du moyen fessier (2,2%). Parmi ces patients, trois ont été spontanément soulagés et un patient a bénéficié d'une infiltration du moyen fessier qui s'est montrée efficace.

Un patient présentait une douleur à l'insertion du tendon du droit antérieur qui a été spontanément résolutive.

Aucune paralysie sciatique n'a été constatée.

III. 4. Survie

Le recul moyen de la série était de 2,65 ans.

Nous avons analysé la survie de l'implant acétabulaire Polymax® (Figure 22) selon la méthode de Kaplan Meyer, en prenant comme critère d'échec la révision de l'implant.

Deux patients ont présenté une complication précoce nécessitant le changement de l'implant acétabulaire pendant les 2 ans de recul :

- Le premier en post-opératoire précoce sur absence de scellement de l'implant
- Le deuxième à 1 mois et demi post-opératoire pour luxations par effet came extra prothétique

La survie cumulée pour la cupule Polymax® toute cause confondue était de 98,9% à 2 ans.

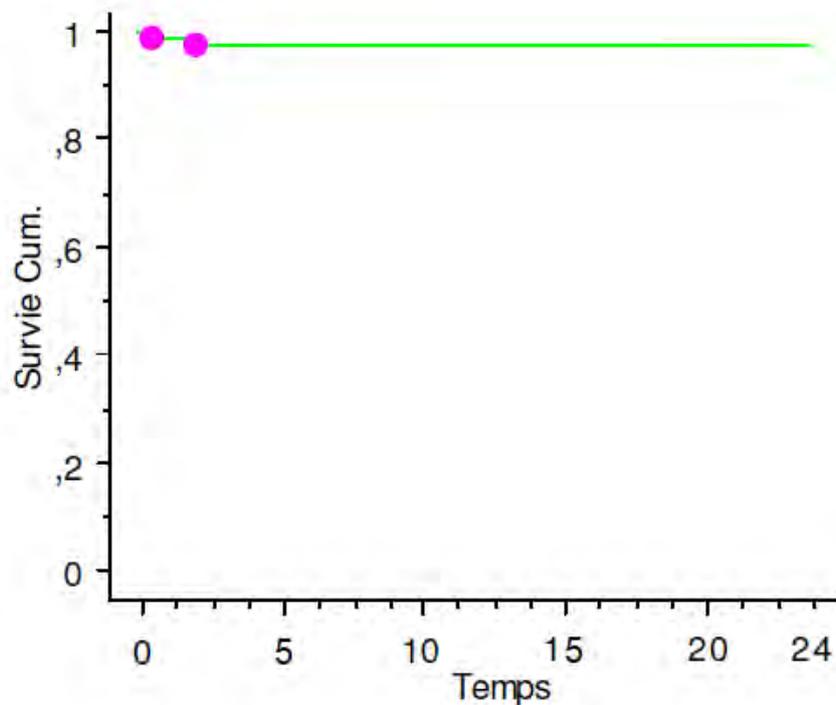


Figure 22. Courbe de Kaplan Meyer pour la survie de la cupule Polymax®

En ce qui concerne les descellements aseptiques, aucune cupule n'a été reprise. La survie pour descellement aseptique est de 100% (Figure 23).

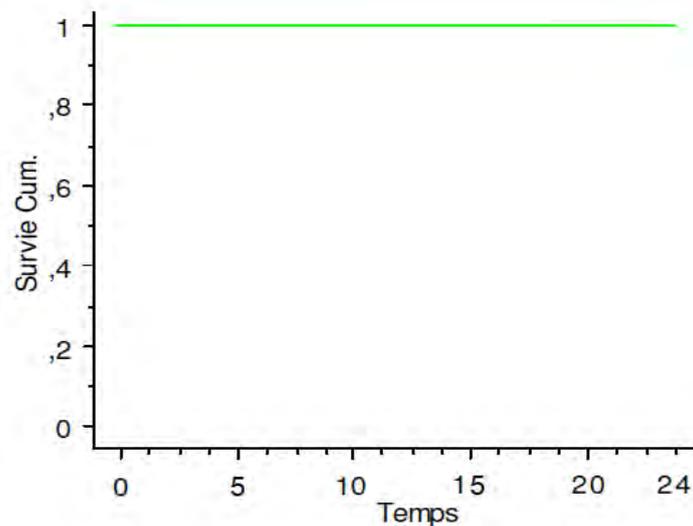


Figure 23. Courbe de Kaplan Meyer pour descellement aseptique de la cupule Polymax®

Un patient a présenté une luxation n'ayant pas nécessité de reprise d'implants. Ainsi, dans notre série, 2 patients sur les 182 de la série ont présenté une luxation de leurs prothèses soit une survie pour luxation à 2 ans de 98,9% (Figure 24).

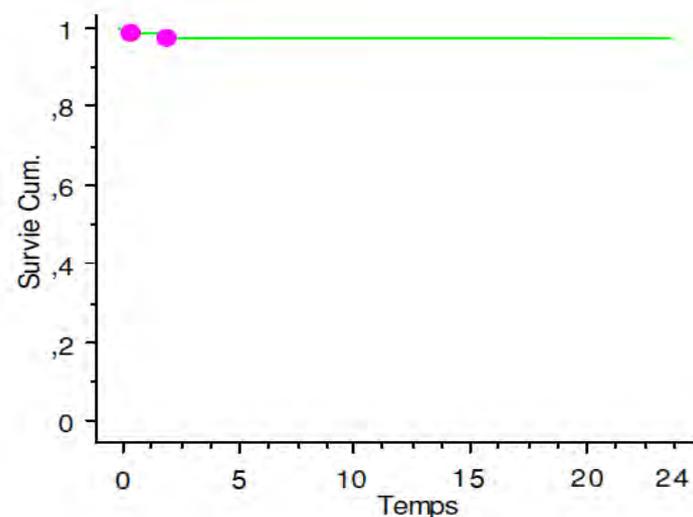


Figure 24. Courbe de Kaplan Meyer pour luxation de la cupule Polymax®

IV. DISCUSSION

IV.1. Résultats

REMARQUES GÉNÉRALES

Les critères définissant la réussite d'une arthroplastie totale de hanche comportent entre autre la récupération d'une bonne mobilité de hanche pour réaliser sans difficulté les activités quotidiennes, l'absence de douleurs, un bon positionnement des implants, une bonne fixation de la prothèse au squelette malgré les différences de qualité osseuse, d'âge et d'étiologie et un bon résultat à long terme. Les complications précoces, douleurs et luxation et tardives, usure et descellement aseptique doivent être les plus faibles possibles dépendent des matériaux, de la forme des implants, de leur positionnement et du diamètre de la tête.

Une catégorie de patients pose un problème particulier au chirurgien réalisant une arthroplastie totale de hanche. Il s'agit des personnes jeunes à espérance de vie élevée. Le chirurgien est alors confronté au problème de la longévité de l'implant.

Dans notre série, la moyenne d'âge est de 54,6 ans, avec des extrêmes allant de 18 à 87 ans. L'arthroplastie totale de hanche a donc été réalisée chez des patients jeunes. Le couple Céramique/Polyéthylène hautement réticulé, de part ses propriétés tribologiques, semble intéressant pour la longévité de l'implant et limiter les phénomènes d'usure et d'ostéolyse.

Malgré les progrès des techniques de cimentation, les prothèses cimentées chez les patients jeunes comportent un taux élevé d'échecs (39) (40), avec des taux de descellement aseptique élevé, tant au niveau fémoral qu'acétabulaire.

Les cupules acétabulaires sans ciment à revêtement poreux semblent donner, dans les différentes séries de la littérature, des résultats satisfaisants à moyen et long terme.

RÉSULTATS CLINIQUES

Les résultats cliniques ont été appréciés sur les cotations de Merle d'Aubigné et Postel, et le score de Harris. Ces deux scores se basent sur l'évaluation clinique de trois paramètres que sont la douleur, la mobilité et le retentissement fonctionnel (29) (30).

Le recueil des données était prospectif permettant de limiter la perte d'informations et évitant un biais de mémorisation. En effet, l'utilisation de fiches de suivi protocolisées et informatisées contenant des scores cliniques validés pour toute arthroplastie totale de hanche permettaient de diminuer le risque de biais lors de la collecte et de l'analyse de l'ensemble des données.

Nous avons comparé nos résultats à différentes séries de prothèses totales de hanche, cimentées ou non, à différents couples de frottement, qui sont résumés dans le tableau suivant.

Auteur	Nombre cas	Recul (ans)	Age (ans)	Implants	Couple de frottement	PMA (pré-op/recul)	HHS (pré-op/recul)
Chevillotte ⁴¹	100	9	52,3	Horizon / Intergrale (Amplitude)	Céramique Céramique	7,9 / 17,2	41,2 / 96,1
Capello ⁴²	380	8	53	Omnifit / Trident (Stryker)	Céramique Céramique	nc	nc / 96
Hamadouche ⁴³	118	18,5	62,2	Ceraver Osteal	Céramique Céramique	10,3 / 16,2	Nc
Saragaglia ⁴⁴	156	6,8	57,6	Durom / PF (Zimmer)	Métal Métal	9,7 / 17,4	45,2 / 96,3
Duffy ⁴⁵	84	10	38	Harris Galante Porous I (Zimmer)	Métal PE	nc	nc / 88
Santori ⁴⁶	129	8	51	Pinnacle (Depuy)	Métal PE	nc	44/ 95
Incavo ⁴⁷	79	2	58	Duraloc (Depuy)	Métal PE	nc	nc / 96
Patel ⁴⁸	69	5	61	Trident (Stryker)	Métal PE	nc	55/ 96
Reigstad ⁴⁹	75	16	52	Endler screw cup	Céramique PE	nc	nc / 89
Cohen ³⁴	76	5	53	Meije (Tornier)	Céramique PE	nc / 17,6	nc / 95,7
Delaunay ⁵⁰	133	7,3	55,7	Zweymuller titanium threaded cup	Céramique PE	10,2 / 17,1	Nc
Lafon ⁵¹	91	4	64,5	RM (Mathys)	Céramique PE	nc	52 / 94
Notre étude	182	2,7	54,6	Polymax (Adler)	Céramique PE	11,4 / 17,7	53,9 / 97,7

Tableau V. Scores cliniques de différentes séries de la littérature

D'une manière générale, quelque soit le type d'implant utilisé et le type de couple de frottement, les résultats cliniques au dernier recul des différentes séries sont globalement bons. Dans notre série, les scores PMA total moyen et HHS total moyen au dernier recul sont respectivement de 17,7 et 97,7. Ceux-ci sont superposables aux données de la littérature.

Si l'on considère les résultats des séries ayant une moyenne d'âge de patients inférieurs à 55 ans, nos résultats sont là aussi superposables voire légèrement supérieurs. Le score PMA moyen de ces séries est de 17,4 et le score de Harris moyen est de 93,3.

Si l'on compare nos résultats uniquement avec les résultats des séries à couple de frottement Céramique/Polyéthylène, leur PMA moyen au dernier recul est de 17,3 et le HHS moyen est de 92,9. Là encore, globalement, les résultats sont similaires voire sensiblement meilleurs.

Aussi, nous retrouvons comme Ancelin et Al. (52) en 2016, des résultats fonctionnels similaires entre arthrose et ostéonécrose aseptique de la tête fémorale. A 10 ans de recul, ils trouvaient un PMA moyen de 17,65 dans le groupe arthrose et de 17,59 dans le groupe ostéonécrose.

IMAGERIE

Sept patients avaient un dossier radiographique incomplet (absence de cliché de bassin de face au dernier recul) pour lesquels l'analyse radiographique se résumait à l'analyse descriptive en pré-opératoire.

Dans le plan frontal, 16 cupules sur 182 (8,8%) étaient verticales (plus de 55°). Il n'y a pas eu de conséquences cliniques ou de complications autre qu'une luxation stable après réduction ; cela est dû essentiellement aux repères des opérateurs (10 chirurgiens) et à la position du patient sur la table d'opération.

Aussi, 3 cas sur les 182 de notre série (1,6%) ont présenté une mobilisation de l'implant avec une inclinaison qui a évolué de plus de 5° au dernier recul. Les coordonnées du centre de la cupule n'ont pas évolué de manière significative (moins de 5 mm). Il semble que les 3 cupules aient comme point de rotation le centre de la tête. Par ailleurs, l'inclinaison s'était

modifiée au 45^{ème} jour post-opératoire et restait la même jusqu'au dernier recul. La modification de l'inclinaison de la cupule pourrait correspondre au calage secondaire de l'implant dans l'espace visible en post-opératoire par insuffisance d'impaction (masse nécessaire) ou mauvais choix de press-fit. Le score clinique de ces 3 patients est excellent.

Le problème majeur des arthroplasties totales de hanche avec un couple de frottement comprenant un polyéthylène conventionnel est la formation de débris d'usure, entraînant une réaction inflammatoire macrophagique (53), due à la résorption des débris de polyéthylène, et s'accompagnant d'une ostéolyse tant au niveau acétabulaire que fémoral (54). Ceci a pour conséquence un descellement des implants, surtout acétabulaire à plus ou moins long terme (55).

A partir de 1999, sous l'impulsion de Harris, le développement du polyéthylène hautement réticulé (56) (57) a permis de considérablement diminuer l'usure de l'insert (58). Kuzyk (59) montre ainsi une diminution significative d'ostéolyse radiologique.

Dans notre série, il n'y avait aucune ostéolyse ni de liseré péri-prothétique. Ces résultats confirment l'excellente tolérance de la trame osseuse vis à vis de la cupule Polymax®. Aussi, 132 hanches présentaient une trame osseuse inchangée ou plus dense qu'en pré-opératoire. De plus, 43 cas présentaient une diminution voire une disparition d'une condensation anormale de l'acétabulum visible en pré-opératoire, donnant ainsi un argument supplémentaire pour une meilleure 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.

Les résultats radiologiques ont également été appréciés selon le score ARA acétabulaire. Dans notre série, une cupule a été reprise pour absence de scellement de l'implant (score ARA mauvais). Notre retour nous a permis de retrouver 98,3 % de bons ou d'excellents résultats. Les deux résultats moyens correspondaient à des cupules horizontales et verticales (32° et 56°) avec modification de l'inclinaison dans le plan frontal par rapport au post-opératoire immédiat.

Les ossifications péri-articulaires de la hanche prothétique rencontrées dans notre série sont en majorité bénignes, avec une large majorité de stade 1 de Brooker (15 cas). Nous avons recensé une ossification péri-prothétique de stade 3 de Brooker et aucune de stade 4. La

fréquence de leur survenue (9,2 %) reste légèrement inférieure aux autres séries de la littérature (60). Aucune n'a nécessité de reprise chirurgicale et elles n'étaient pas corrélées à des douleurs de hanche.

COMPLICATIONS

En ce qui concerne les complications classiques des prothèses totales de hanche, nous retrouvons des taux de complications dans la fourchette basse quand on les compare aux données de la littérature.

Luxation : Le taux de luxation (1,1%) de notre série se situe dans la limite inférieure. En effet, en relevant les données de travaux récents ainsi que des registres, on retrouve un taux de luxation entre 1 et 3% (61) (62). On constate 1% de luxation lors des premiers mois post-opératoires (63). L'analyse du registre écossais sur les prothèses totales de hanche implantées entre 1996 et 2004 retrouve un taux de luxation de 1,9% (64). Parmi plus de 40% de ces luxations, il s'agit d'un évènement ponctuel sans récurrence (65).

Dans notre série, nous avons constaté 2 luxations sur les 182 arthroplasties. La première présentait un implant vertical mesuré à 58° et s'est luxé à J5. La patiente était âgée de 43 ans, une cupule de 50mm a été implantée avec une tête de 32mm. Cette hanche a été réduite par manœuvres externes et n'a pas présenté de récurrence. La patiente présente un résultat fonctionnel excellent avec des scores PMA et HHS respectivement à 18 et 99. La seconde luxation est survenue chez une femme de 87 ans. Il s'agit de la patiente la plus âgée de la série. Elle a présente 2 luxations lors du premier mois et demi post-opératoire. Les examens radiologiques réalisés n'ont pas retrouvé de malposition des implants. La cupule implantée était de 56mm avec une tête de 32mm alors qu'une tête de 36mm aurait pu être implantée pour cette taille d'implant. Lors de la reprise chirurgicale pour mise en place d'une cupule à double mobilité, il était retrouvé un effet came antérieur extra-prothétique sur la fibrose cicatricielle.

Infection : Dans la littérature, nous retrouvons des taux d'infection profonde après arthroplastie totale de hanche compris entre 0,8 et 1,6% (66) (67).

Nous retrouvons deux infections dans notre série soit un taux d'infection de 1,1% ce qui est superposable aux données de la littérature. Il s'agissait d'infections qui ont pu être traitées avec succès sans reprises des cupules et des tiges par lavage chirurgical, changement des têtes fémorales et antibiothérapie.

Enfin, 11 cas sur les 182 de la série (6,0%) ont présenté des douleurs extra-articulaires de hanche (tendinopathie du gluteus medius ou psoas iliaque) constatées aux différentes consultations de contrôle. Un patient a bénéficié d'une chirurgie d'allongement du psoas. Pour les autres patients, un traitement médical a été mis en place. Au dernier recul, ces traitements se sont montrés efficaces et les patients n'étaient pas demandeurs d'une prise en charge complémentaire.

SURVIE

Nous retrouvons une survie cumulée pour la cupule Polymax® toute cause confondue de 98,9% à 2 ans. Cependant, notre série a un recul faible, de 32 mois, et la comparaison avec les résultats d'études à plus long recul n'est pas logique.

En analysant le registre anglais de 2018 (68), on retrouve une survie pour les cupules sans ciment de 99,02% à 1 an et de 98,12% à 3 ans. Si l'on ne considère que les prothèses à couple de frottement Céramique-Polyéthylène, la survie est de 99,16% à 1 an et de 98,56% à 3 ans.

Le registre néo-zélandais de 2019 (69) retrouve une survie à 2 ans de 97,98% pour les cupules non cimentées.

En étudiant le registre australien de 2019 (70), on observe pour les arthroplasties de hanche sans ciment une survie de 98,4% à 1 an et de 97,4% à 3 ans.

La comparaison de la survie de l'implant Polymax® par rapport aux données retrouvées dans les registres nationaux permet de trouver des chiffres de survie avec un recul superposable.

On retrouve dans les 3 registres précédents des résultats en terme de survie équivalents à la cupule Polymax®.

La survie pour descellement aseptique est de 100% au dernier recul ce qui prouve la bonne intégration secondaire de la cupule à métal-back fin dont la structure est adaptée à la pénétration osseuse.

IV.2. Cupule Polymax® et risque de luxation

L'instabilité après implantation d'une prothèse totale de hanche est une complication redoutée et la luxation une des principales causes de révision.

L'intérêt des têtes de grand diamètre tient essentiellement à leur efficacité sur l'instabilité prothétique et le risque de luxation par l'augmentation de la « jumping distance » qu'elles autorisent c'est-à-dire la distance à parcourir par la tête avant luxation, mais aussi grâce à l'augmentation du ratio tête / col qui permet d'améliorer l'amplitude articulaire et le débattement prothétique prévenant un potentiel conflit intra-prothétique par effet came (71).

L'effet came serait selon Marchetti et Al. très fréquent, exposant à un risque d'instabilité (72). Or, pour un col 12/14, les têtes de plus de 36 mm de diamètre permettent d'élever le ratio tête-col à plus de 2, et de supprimer les effets came. Pour de nombreux auteurs, dont Cooper, la réduction du taux de luxation mise en évidence par les registres et la littérature s'explique en premier lieu par une augmentation de la « jumping distance » (73) (74). Plus elle augmente, plus le risque de luxation diminue (75). L'amélioration de la stabilité s'explique également par l'augmentation des amplitudes articulaires de la hanche. Dans une étude prospective et randomisée, Cai et al. ont comparé 51 patients ayant une prothèse totale de hanche à tête de 36 mm à 62 patients ayant une prothèse à tête de diamètre inférieur (76). Ils ont constaté un gain d'amplitude de 6° avec les têtes de 36 mm de diamètre. Cependant, il semblerait ne plus y avoir d'augmentation d'amplitude au-delà de 36 mm, comme l'a démontré l'étude clinique de Delay et Al. (77).

Etant donné les avantages théoriques des têtes de grand diamètre tels que rapportés dans la littérature, tous les registres confirment l'utilisation de plus en plus fréquente de têtes fémorales de 32 mm et plus, par rapport aux têtes de 22 et 28 mm. Ainsi, aux Etats-Unis, les

têtes de plus de 32 mm correspondaient à 1% des poses en 2001 mais 58% en 2009. Dans une étude prospective randomisée, Howie et al. ont comparé le risque de luxation après pose d'une prothèse de première intention à couple Métal-Polyéthylène hautement réticulé associée à une tête 28 ou 36 mm chez 644 patients (78). A un an de recul, le taux de luxation était significativement plus faible dans le groupe des têtes 36 mm. (73). Le registre anglais constate également une diminution des luxations dont le pourcentage est passé de 1,12 à 0,86% entre 2005 et 2009 conjointement à une augmentation du diamètre des têtes fémorales (79).

Toutefois, l'augmentation du diamètre de la tête prothétique a des implications sur l'épaisseur de l'insert et de la cupule. Etant donné le risque de rupture, de déformation (fluage) et d'usure du polyéthylène, il est recommandé de disposer d'une épaisseur minimale d'insert de 7 mm (25).

La cupule Polymax® grâce à un métal back fin de 0,4 mm permet d'utiliser des têtes de 32 mm dès la taille de cupule 48 mm et des têtes de 36 mm dès la taille de cupule 52 mm en garantissant une épaisseur de polyéthylène hautement réticulé de sécurité de 7 mm.

Ainsi, dans notre série, 38 cupules implantées (21% des cupules de la série) sont de taille 48 ou 50 mm et ont pu être associées avec une tête de 32 mm. 86 cupules implantées (47% des cupules de la série) sont de taille 52 ou 54 mm et 62 d'entre elles ont pu être associées à des têtes de 36 mm. Par ailleurs, l'une des deux luxations de notre série présentait une cupule de 56 mm avec une tête de 32 mm alors qu'une tête de 36 mm aurait pu être associée.

Si l'épaisseur du métal-back était de 3 mm comme une cupule classique du marché, 68% des cupules de notre série auraient du être associées à une tête de diamètre inférieur pour garder une épaisseur minimale de polyéthylène de 7 mm.

Nous retrouvons ainsi un taux de luxation faible de 1,1% quand on le compare aux données des travaux récents et des registres qui retrouvent des taux de luxation entre 1 et 3% (61).

Le système avec cupules à double mobilité a fait la preuve clinique de son efficacité pour prévenir et traiter l'instabilité dans les situations à risque comme dans les situations standards. Ainsi, Combes et Al. retrouvent 0,7% de luxation après arthroplastie totale de hanche de première intention avec cupule double mobilité (80). Dans la série du symposium SOFCOT 2009, de 3473 prothèses de première intention avec cupule à double mobilité, le risque luxant à 10 ans était de 0,4% toutes voies d'abord confondues.

Par ailleurs, la patiente la plus âgée de la série (87 ans) a présenté 2 épisodes de luxation. L'indication « classique » de la double mobilité chez ces patients âgés à haut risque de luxation reste probablement optimale.

Le taux de luxation de 1,1% de la cupule Polymax® tend à se rapprocher des résultats des cupules double mobilité. En effet, l'augmentation du diamètre des têtes fémorales permet de réduire le taux de luxation. L'avènement du polyéthylène hautement réticulé a concouru à cette évolution. Une cupule Polymax® serait indiquée chez les sujets de moins de 75 ans actifs et une double mobilité chez les patients de plus de 75 ans ou à risque de luxation quel que soit l'âge.

IV.3. Cupule Polymax® : évolution de l'implant acétabulaire RM® ?

Les taux d'usure des polyéthylènes hautement réticulés sont désormais très faibles. Les reculs moyens se sont allongés, avec désormais un suivi à long terme, comme dans l'étude de Hanna et al. (13,1 ans de recul moyen) (20) qui a comparé 89 polyéthylènes conventionnels et 88 polyéthylène hautement réticulé (face à une tête de 28 mm en chrome-cobalt), montrant des taux d'usure pour le polyéthylène conventionnel de 0,11 mm/an et pour le polyéthylène hautement réticulé de 0,035 mm/an, avec presque 20% de patients présentant une ostéolyse radiographique acétabulaire ou fémorale pour le groupe polyéthylène contre 0% pour le groupe polyéthylène hautement réticulé.

Ainsi, un travail rétrospectif publié en 2015 (81) incluant 27000 prothèses pratiquées aux Etats-Unis a mis en évidence une différence à 7 ans de recul entre les taux cumulés de reprise de 5,4% pour le polyéthylène conventionnel contre 2,8% pour le polyéthylène hautement réticulé soit un risque accru de 1,91 ($p < 0,001$) de reprise pour descellement aseptique avec le polyéthylène conventionnel. Ces résultats ont été confirmés dans une autre population par le registre australien (70). On y retrouve par ailleurs que le couple de frottement Céramique-Polyéthylène hautement réticulé obtient la meilleure survie cumulée à 15 ans (94,2%) devant le couple Métal-Polyéthylène hautement réticulé (93,8%) et le couple Céramique-Céramique (92,9%).

La cupule RM® (Mathys, Suisse) a été implantée dans notre service de 2009 à 2014. Il s'agit d'un implant monobloc en polyéthylène hautement réticulé avec un revêtement extérieur très fin (150 µm) de grains de titane directement ancrés dans le polyéthylène et assurant l'ostéo-intégration de la cupule tout en permettant d'avoir une épaisseur maximale de polyéthylène. Wyss et al. (82) ont analysé 50 cupules RM® avec 5 ans de recul minimal : aucun patient n'avait été réopéré et les résultats cliniques étaient satisfaisants.

Un avantage retrouvé de l'absence de métal-back réside dans l'élasticité du polyéthylène qui est beaucoup plus proche de l'acétabulum que de celle d'un métal-back. Ainsi, la transmission harmonieuse des contraintes entre polyéthylène et os permettrait d'éviter le phénomène de « stress shielding » au niveau de l'acétabulum décrit pour les métal-back par Wright et al. (83).

Par contre, la cupule RM® étant impactée avec une press-fit équatorial de 1,6 mm, on pourrait penser, comme l'évoque Minten (84), que le polyéthylène se déforme lors de la pose, ce qui pourrait favoriser une usure plus importante qu'en cas d'insert polyéthylène dans une cupule métal-back rigide. Aussi, lors de l'impaction ou à l'occasion de manœuvres de réduction, la libération de grains de titane est possible et ils seraient susceptibles de migrer dans l'interligne (85).

La cupule Polymax® grâce à son métal-back fin de 0,4 mm permet de disposer d'une épaisseur de polyéthylène hautement réticulé plus importante. Cela a pour conséquence de pouvoir associer des têtes de diamètre 32 et 36 mm pour des implants de moindre diamètre diminuant le risque d'instabilité tout en bénéficiant des avantages du métal-back. L'insert est impacté à l'usine ce qui permet d'éviter une erreur de positionnement ou d'impaction ou une déformation du métal-back.

V. CONCLUSION

Cette étude concerne les résultats cliniques et radiologiques d'une série prospective comprenant les 182 premières cupules Polymax® implantées entre aout 2014 et juin 2016 dans notre service par 10 chirurgiens d'expérience variable. Il s'agit d'un implant avec un design unique associé à des têtes en céramique. Au terme de cette étude, un certain nombre de points importants peuvent être dégagés :

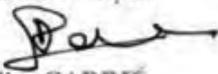
- L'évaluation fonctionnelle et la satisfaction des patients évalués au moyen des scores de Harris, PMA et WOMAC témoigne des très bons résultats cliniques apportés par ce type de prothèse.
- L'excellente ostéointégration de la cupule au dernier recul avec seulement une reprise chirurgicale unipolaire pour absence de press-fit obtenu en per-opératoire est le reflet de la fiabilité de l'implant.
- Le faible taux de luxation qui peut être expliqué par la possibilité d'associer des cupules de moindre diamètre avec des têtes fémorales de 32 et 36 mm.
- Le taux de survie pour descellement aseptique qui analyse la qualité propre de l'implant, forme, état de surface, qualité du press-fit, est de 100%.

L'ensemble de ces résultats à 2 ans de recul nous conforte dans l'utilisation du couple Céramique-Polyéthylène hautement réticulé avec un métal-back fin, permettant d'optimiser l'épaisseur du polyéthylène et d'utiliser une tête du diamètre le plus adapté de 28 à 36 mm. Il sera utile de poursuivre le suivi radio-clinique de cette série pour analyser le comportement de la cupule Polymax® à plus long terme.

Vu, le Doyen de la Faculté

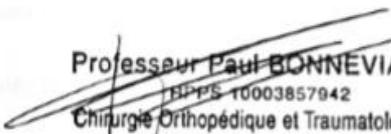
Pr D. Carrié

*Le Doyen de la Faculté
de Médecine
Toulouse - Purpan*


Didier CARRIF

Vu, le Président du Jury

Pr P. Bonneville


Professeur Paul BONNEVILLE
BPPS 10003857942
Chirurgie Orthopédique et Traumatologique
Hôpital Pierre-Paul Riquet
Place du Docteur Baylac - TSA 40031
31059 TOULOUSE Cedex 9

VI. BIBLIOGRAPHIE

1. Erivan R, Villatte G, Dartus J, Reina N, Descamps S, Boisgard S. Progression and projection for hip surgery in France, 2008-2070: Epidemiologic study with trend and projection analysis. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2019;105(7):1227-35.
2. Learmonth ID, Young C, Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet.* 27 oct 2007;370(9597):1508-19.
3. Massin P, Vandenbussche E, Landjerit B, Augereau B. Experimental study of periacetabular deformations before and after implantation of hip prostheses. *J Biomech.* janv 1996;29(1):53-61.
4. Gerdesmeyer L, Al Muderis M, Gollwitzer H, Harrasser N, Stukenberg M, Clifford M-A, et al. 19 years outcome after cementless total hip arthroplasty with spongy metal structured implants in patients younger than 65 years. *BMC Musculoskelet Disord.* 18 2016;17(1):429.
5. Kawamura H, Mishima H, Sugaya H, Nishino T, Shimizu Y, Miyakawa S. The 21- to 27-year results of the Harris-Galante cementless total hip arthroplasty. *J Orthop Sci.* mai 2016;21(3):342-7.
6. Shon WY, Park B-Y, R RN, Park PS, Im JT, Yun HH. Total Hip Arthroplasty: Past, Present, and Future. What Has Been Achieved? *Hip Pelvis.* déc 2019;31(4):179-89.
7. Matharu VK, Matharu GS. Metal-on-metal hip replacements: implications for general practice. *Br J Gen Pract.* 2017;67(665):544-5.
8. Lee T-H, Moon Y-W, Lim S-J, Park Y-S. Meta-analysis of the Incidence and Risk Factors for Squeaking after Primary Ceramic-on-ceramic Total Hip Arthroplasty in Asian Patients. *Hip Pelvis.* juin 2014;26(2):92-8.
9. Trebše R, Mihelič A, Levašič V, Cör A, Milošev I. Results of revision of total hip arthroplasty for alumina ceramic-on-ceramic bearing fracture. *Hip Int.* 16 mai 2016;26(3):237-43.
10. Yoo JJ, Kim HJ, Kim Y-M. Damage of an alumina-on-alumina bearing surface from a difficult reduction of a total hip arthroplasty. A report of three cases. *J Bone Joint Surg Am.* févr 2004;86(2):376-8.
11. Buisson X, Bizot P. Particularités des reprises de prothèse totale de hanche céramique sur céramique. À propos de 50 cas, revus à plus de 5 ans. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique.* nov 2017;103(7):S89.
12. Mesnil P, Vasseur L, Wavreille G, Fontaine C, Duquennoy A, Migaud H. Is cemented metal-polyethylene 22.2mm hip arthroplasty a gold standard? Results of a series of 105 primary arthroplasties at a minimum of ten years follow-up. *Orthop Traumatol Surg Res.* juin 2014;100(4):369-73.
13. Caton J, Prudhon JL. Over 25 years survival after Charnley's total hip arthroplasty. *Int Orthop.* févr 2011;35(2):185-8.
14. Delaunay C, Hamadouche M, Girard J, Duhamel A, SoFCOT Group. What are the causes for failures of primary hip arthroplasties in France? *Clin Orthop Relat Res.* déc 2013;471(12):3863-9.

15. Kurtz S, Mowat F, Ong K, Chan N, Lau E, Halpern M. Prevalence of primary and revision total hip and knee arthroplasty in the United States from 1990 through 2002. *J Bone Joint Surg Am.* juill 2005;87(7):1487-97.
16. Lehil MS, Bozic KJ. Trends in total hip arthroplasty implant utilization in the United States. *J Arthroplasty.* oct 2014;29(10):1915-8.
17. Keener JD, Callaghan JJ, Goetz DD, Pederson DR, Sullivan PM, Johnston RC. Twenty-five-year results after Charnley total hip arthroplasty in patients less than fifty years old: a concise follow-up of a previous report. *J Bone Joint Surg Am.* juin 2003;85(6):1066-72.
18. Callaghan JJ, Forest EE, Olejniczak JP, Goetz DD, Johnston RC. Charnley total hip arthroplasty in patients less than fifty years old. A twenty to twenty-five-year follow-up note. *J Bone Joint Surg Am.* mai 1998;80(5):704-14.
19. Halley DK, Glassman AH. Twenty- to twenty-six-year radiographic review in patients 50 years of age or younger with cemented Charnley low-friction arthroplasty. *J Arthroplasty.* oct 2003;18(7 Suppl 1):79-85.
20. Hanna SA, Somerville L, McCalden RW, Naudie DD, MacDonald SJ. Highly cross-linked polyethylene decreases the rate of revision of total hip arthroplasty compared with conventional polyethylene at 13 years' follow-up. *Bone Joint J.* janv 2016;98-B(1):28-32.
21. Lombardi AV, Skeels MD, Berend KR, Adams JB, Franchi OJ. Do large heads enhance stability and restore native anatomy in primary total hip arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res.* juin 2011;469(6):1547-53.
22. Burroughs BR, Hallstrom B, Golladay GJ, Hoeffel D, Harris WH. Range of motion and stability in total hip arthroplasty with 28-, 32-, 38-, and 44-mm femoral head sizes. *J Arthroplasty.* janv 2005;20(1):11-9.
23. Girard J. Le diamètre des têtes fémorales des PTH de première intention. In: *Conférences d'enseignement 2014* [Internet]. Elsevier; 2014 [cité 24 juin 2020]. p. 37-44. Disponible sur: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9782294745065000047>
24. Pulido L, Rachala SR, Cabanela ME. Cementless acetabular revision: past, present, and future. Revision total hip arthroplasty: the acetabular side using cementless implants. *Int Orthop.* févr 2011;35(2):289-98.
25. Cho M-R, Choi WK, Kim JJ. Current Concepts of Using Large Femoral Heads in Total Hip Arthroplasty. *Hip Pelvis.* sept 2016;28(3):134-41.
26. Chiron P, Demoulin L, Wytrykowski K, Cavaignac E, Reina N, Murgier J. Radiation dose and magnification in pelvic X-ray: EOS™ imaging system versus plain radiographs. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2017;103(8):1155-9.
27. Laffosse J-M, Chiron P, Tricoire J-L, Giordano G, Molinier F, Puget J. [Prospective and comparative study of minimally invasive posterior approach versus standard posterior approach in total hip replacement]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* mai 2007;93(3):228-37.
28. Chiron P, Murgier J, Reina N. Reduced blood loss with ligation of medial circumflex pedicle during total hip arthroplasty with minimally invasive posterior approach. *Orthop Traumatol Surg Res.* avr 2014;100(2):237-8.

29. Merle D'Aubigné R. [Numerical classification of the function of the hip. 1970]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1990;76(6):371-4.
30. Harris WH. 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.* juin 1969;51(4):737-55.
31. Bellamy N, Buchanan WW, Goldsmith CH, Campbell J, Stitt LW. Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. *J Rheumatol.* déc 1988;15(12):1833-40.
32. Bonnomet F, Clavert P, Gicquel P, Lefèbvre Y, Kempf JF. [Reconstruction by graft and reinforcement device in severe aseptic acetabular loosening: 10 years survivorship analysis]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* avr 2001;87(2):135-46.
33. DeLee JG, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* déc 1976;(121):20-32.
34. Cohen G, Rosset 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 Traumatologique.* juin 2009;95(4):74-84.
35. Epinette JA. Radiographic assessment of cementless hip prostheses: The "ARA" scoring system. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* juin 1999;9(2):91-4.
36. Massin P, Schmidt L, Engh CA. Evaluation of cementless acetabular component migration. An experimental study. *J Arthroplasty.* sept 1989;4(3):245-51.
37. 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.
38. Kaplan EL, Meier P. Nonparametric Estimation from Incomplete Observations. *Journal of the American Statistical Association.* juin 1958;53(282):457-81.
39. Dorr LD, Kane TJ, Conaty JP. Long-term results of cemented total hip arthroplasty in patients 45 years old or younger. A 16-year follow-up study. *J Arthroplasty.* oct 1994;9(5):453-6.
40. Collis DK. Long-term (twelve to eighteen-year) follow-up of cemented total hip replacements in patients who were less than fifty years old. A follow-up note. *J Bone Joint Surg Am.* avr 1991;73(4):593-7.
41. Chevillotte C, Pibarot V, Carret J-P, Bejui-Hugues J, Guyen O. Nine years follow-up of 100 ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty. *Int Orthop.* nov 2011;35(11):1599-604.
42. Capello WN, D'Antonio JA, Feinberg JR, Manley MT, Naughton M. Ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty: update. *J Arthroplasty.* oct 2008;23(7 Suppl):39-43.
43. Hamadouche M, Boutin P, Daussange J, Bolander ME, Sedel L. Alumina-on-alumina total hip arthroplasty: a minimum 18.5-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am.* janv 2002;84(1):69-77.

44. Saragaglia D, Belvisi B, Rubens-Duval B, Pailhé R, Rouchy RC, Mader R. Clinical and radiological outcomes with the Durom™ acetabular cup for large-diameter total hip arthroplasty: 177 implants after a mean of 80 months. *Orthop Traumatol Surg Res.* juin 2015;101(4):437-41.
45. Duffy GP, Prpa B, Rowland CM, Berry DJ. Primary uncemented Harris-Galante acetabular components in patients 50 years old or younger: results at 10 to 12 years. *Clin Orthop Relat Res.* oct 2004;(427):157-61.
46. Santori FS, Santori N. Mid-term results of a custom-made short proximal loading femoral component. *J Bone Joint Surg Br.* sept 2010;92(9):1231-7.
47. Incavo SJ, Schneider R, Elting J. The effect of surface coating of femoral prostheses implanted without cement: a 2- to 4-year follow-up study. *Am J Orthop.* mai 1998;27(5):355-61.
48. Patel RM, Lo WM, Cayo MA, Dolan MM, Stulberg SD. Stable, dependable fixation of short-stem femoral implants at 5 years. *Orthopedics.* mars 2013;36(3):e301-307.
49. Reigstad O, Siewers P, Røkkum M, Espehaug B. Excellent long-term survival of an uncemented press-fit stem and screw cup in young patients: follow-up of 75 hips for 15-18 years. *Acta Orthop.* avr 2008;79(2):194-202.
50. Delaunay C, Bonnomet F, North J, Jobard D, Cazeau C, Kempf JF. Grit-blasted titanium femoral stem in cementless primary total hip arthroplasty: a 5- to 10-year multicenter study. *J Arthroplasty.* janv 2001;16(1):47-54.
51. Lafon L, Moubarak H, Druon J, Rosset P. Cementless RM Pressfit Cup: a clinical and radiological study of 91 cases with at least four years follow-up. *Orthop Traumatol Surg Res.* juin 2014;100(4 Suppl):S225-229.
52. Ancelin D, Reina N, Cavaignac E, Delclaux S, Chiron P. Total hip arthroplasty survival in femoral head avascular necrosis versus primary hip osteoarthritis: Case-control study with a mean 10-year follow-up after anatomical cementless metal-on-metal 28-mm replacement. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2016;102(8):1029-34.
53. Wang KY, Horne JG, Devane PA, Wilson T, Miller JH. Chemical eluates from ultra-high molecular weight polyethylene and fibroblast proliferation. *J Orthop Surg (Hong Kong).* juin 2001;9(1):25-33.
54. Orishimo KF, Claus AM, Sychterz CJ, Engh CA. Relationship between polyethylene wear and osteolysis in hips with a second-generation porous-coated cementless cup after seven years of follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* juin 2003;85(6):1095-9.
55. Sochart DH. Relationship of acetabular wear to osteolysis and loosening in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* juin 1999;(363):135-50.
56. Harris WH. Highly cross-linked, electron-beam-irradiated, melted polyethylene: some pros. *Clin Orthop Relat Res.* déc 2004;(429):63-7.
57. McKellop H, Shen FW, Lu B, Campbell P, Salovey R. Development of an extremely wear-resistant ultra high molecular weight polyethylene for total hip replacements. *J Orthop Res.* mars 1999;17(2):157-67.

58. Mu Z, Tian J, Wu T, Yang J, Pei F. A systematic review of radiological outcomes of highly cross-linked polyethylene versus conventional polyethylene in total hip arthroplasty. *Int Orthop*. juin 2009;33(3):599-604.
59. Kuzyk PRT, Saccone M, Sprague S, Simunovic N, Bhandari M, Schemitsch EH. Cross-linked versus conventional polyethylene for total hip replacement: a meta-analysis of randomised controlled trials. *J Bone Joint Surg Br*. mai 2011;93(5):593-600.
60. Shaffer B. A critical review. Heterotopic ossification in total hip replacement. *Bull Hosp Jt Dis Orthop Inst*. 1989;49(1):55-74.
61. Brown ML, Ezzet KA. Relaxed Hip Precautions Do Not Increase Early Dislocation Rate Following Total Hip Arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg*. 15 mai 2020;28(10):e440-7.
62. McGrory BJ. Book review. *Arthroplasty Today*. déc 2017;3(4):316-7.
63. Dargel J, Oppermann J, Brüggemann G-P, Eysel P. Dislocation following total hip replacement. *Dtsch Arztebl Int*. 22 déc 2014;111(51-52):884-90.
64. Meek RMD, Allan DB, McPhillips G, Kerr L, Howie CR. Epidemiology of dislocation after total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. juin 2006;447:9-18.
65. Blom AW, Rogers M, Taylor AH, Pattison G, Whitehouse S, Bannister GC. Dislocation following total hip replacement: the Avon Orthopaedic Centre experience. *Ann R Coll Surg Engl*. nov 2008;90(8):658-62.
66. Hamilton H, Jamieson J. Deep infection in total hip arthroplasty. *Can J Surg*. avr 2008;51(2):111-7.
67. Moore AJ, Blom AW, Whitehouse MR, Goberman-Hill R. Deep prosthetic joint infection: a qualitative study of the impact on patients and their experiences of revision surgery. *BMJ Open*. déc 2015;5(12):e009495.
68. National Joint Registry 15th Annual Report 2018 – HQIP. Disponible sur <https://www.hqip.org.uk/resource/national-joint-registry-15th-annual-report-2018>.
69. NZOA Joint Registry | New Zealand Orthopaedic Association. Disponible sur <https://nzoa.org.nz/nzoa-joint-registry>.
70. Annual Report 2019. Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry. Disponible sur <https://aoanjrr.sahmri.com/annual-reports-2019>.
71. Mainard D, Girard J. Le diamètre des têtes prothétiques : y a-t-il une limite ? In: *La Prothèse Totale de Hanche dans Tous ses états* [Internet]. Elsevier; 2017 [cité 9 août 2020]. p. 189-98. Disponible sur: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9782294751165000209>
72. Marchetti E, Krantz N, Berton C, Bocquet D, Fouilleron N, Migaud H, et al. Component impingement in total hip arthroplasty: frequency and risk factors. A continuous retrieval analysis series of 416 cup. *Orthop Traumatol Surg Res*. avr 2011;97(2):127-33.
73. Cooper HJ, Della Valle CJ. Large diameter femoral heads: is bigger always better? *Bone Joint J*. nov 2014;96-B(11 Supple A):23-6.

74. Allepuz A, Havelin L, Barber T, Sedrakyan A, Graves S, Bordini B, et al. Effect of femoral head size on metal-on-HXLPE hip arthroplasty outcome in a combined analysis of six national and regional registries. *J Bone Joint Surg Am.* 17 déc 2014;96 Suppl 1:12-8.
75. Tsuda K, Haraguchi K, Koyanagi J, Takahashi S, Sugama R, Fujiwara K. A forty millimetre head significantly improves range of motion compared with a twenty eight millimetre head in total hip arthroplasty using a computed tomography-based navigation system. *Int Orthop.* oct 2016;40(10):2031-9.
76. Cai P, Hu Y, Xie J. Large-diameter Delta ceramic-on-ceramic versus common-sized ceramic-on-polyethylene bearings in THA. *Orthopedics.* sept 2012;35(9):e1307-1313.
77. Delay C, Putman S, Dereudre G, Girard J, Lancelier-Bariatinsky V, Drumez E, et al. Is there any range-of-motion advantage to using bearings larger than 36 mm in primary hip arthroplasty: A case-control study comparing 36-mm and large-diameter heads. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research.* oct 2016;102(6):735-40.
78. Howie DW, Holubowycz OT, Middleton R, Large Articulation Study Group. Large femoral heads decrease the incidence of dislocation after total hip arthroplasty: a randomized controlled trial. *J Bone Joint Surg Am.* 20 juin 2012;94(12):1095-102.
79. Jameson SS, Lees D, James P, Serrano-Pedraza I, Partington PF, Muller SD, et al. Lower rates of dislocation with increased femoral head size after primary total hip replacement: a five-year analysis of NHS patients in England. *J Bone Joint Surg Br.* juill 2011;93(7):876-80.
80. Combes A, Migaud H, Girard J, Duhamel A, Fessy MH. Low rate of dislocation of dual-mobility cups in primary total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* déc 2013;471(12):3891-900.
81. Paxton EW, Inacio MCS, Namba RS, Love R, Kurtz SM. Metal-on-conventional polyethylene total hip arthroplasty bearing surfaces have a higher risk of revision than metal-on-highly crosslinked polyethylene: results from a US registry. *Clin Orthop Relat Res.* mars 2015;473(3):1011-21.
82. Wyss T, Kägi P, Mayrhofer P, Nötzli H, Pfluger D, Knahr K. Five-year results of the uncemented RM pressfit cup clinical evaluation and migration measurements by EBRA. *J Arthroplasty.* sept 2013;28(8):1291-6.
83. Wright JM, Pellicci PM, Salvati EA, Ghelman B, Roberts MM, Koh JL. Bone density adjacent to press-fit acetabular components. A prospective analysis with quantitative computed tomography. *J Bone Joint Surg Am.* avr 2001;83(4):529-36.
84. Minten MJM, Heesterbeek PJC, Spruit M. No effect of additional screw fixation of a cementless, all-polyethylene press-fit socket on migration, wear, and clinical outcome. *Acta Orthop.* août 2016;87(4):363-7.
85. Rosset P, Le Nail L-R. La cupule RM® : une fixation originale. In: *La Prothèse Totale de Hanche dans Tous ses états* [Internet]. Elsevier; 2017 [cité 10 août 2020]. p. 269-76. Disponible sur: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9782294751165000283>

VII. ANNEXES

Annexe – 1

Score ASA (American Society of Anesthesiologists)

Appelé aussi «Physical status score». Il a été mis au point par la société américaine d'anesthésie en 1941, pour exprimer l'état de santé pré-opératoire d'un patient. Il présente 6 stades de gravité croissante.

ASA Physical Status Classification System (Selon la société française d'anesthésie et de réanimation) :

- o **1** : Patient normal
- o **2** : Patient avec anomalie systémique modérée
- o **3** : Patient avec anomalie systémique sévère
- o **4** : Patient avec anomalie systémique sévère représentant une menace vitale constante
- o **5** : Patient moribond dont la survie est improbable sans l'intervention
- o **6** : Patient déclaré en état de mort cérébrale dont on prélève les organes pour greffe

Annexe – 2

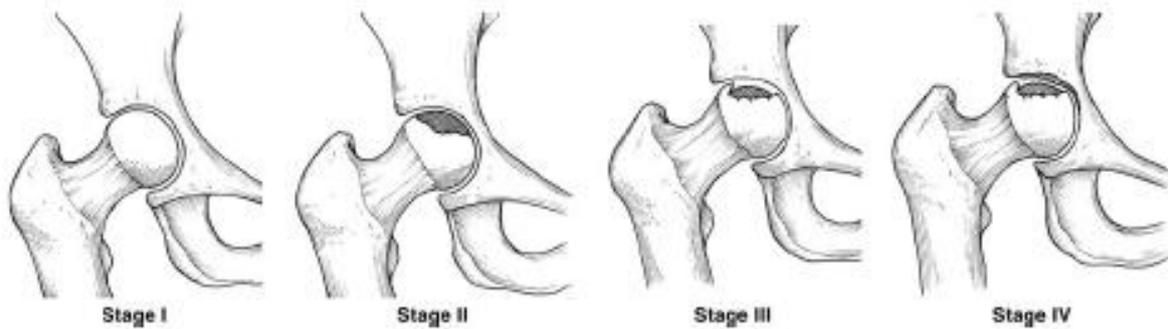
Classification de Tönnis

	Tönnis
stade - 1	pas d'atteinte arthrosique
stade - 2	arthrose avec interligne conservée sclérose sous-chondrale
stade - 3	pincement de l'interligne articulaire < 50% kystes sous-chondraux petite perte de sphéricité de la tête fémorale
stade - 4	pincement de l'interligne articulaire > 50% déformation de la tête fémorale larges kystes sous-chondraux

Annexe – 3

Classification de Ficat et Arlet

	Ficat & Arlet	Ficat modifiée
stade - 0	-	préclinique
stade - 1	Radiographie normale	Pré-radiographique (IRM/TDM)
stade - 2	Sclérose diffuse de la tête fémorale Espace articulaire conservé	Pré-collapsus(stade de réparation avant perte de sphéricité)
stade - 3	Fracture sous-chondrale Signe du croissant	Collapsus
stade - 4	Collapsus de la tête fémorale Pincement de l'interligne articulaire Destruction articulaire	Coxarthrose



Annexe – 4

PATIENTS RECHERCHE STATWAVE CALL IMAGE IMPORT/EXPORT OUTILS AIDE DECONNEXION

Arthroplastie Détails chirurgicaux Images Champs utilisateur Documents Fichiers externes RFP Evaluations cliniques

Page d'accueil > Répertoire Patients > > Hanche droite 21/10/2014 > Arthroplastie



Chirurgie:

Date Interv: 21/10/2014 Age Interv: 53

Etiologie: arthrose

Type de chirurgie: Primaire

Chirurgien: POLYMAX cup

Opérateur: CHIRON Philippe

Médecin traitant:

Etablissement: Riquet- CHU Toulouse

Type de prothèse: Conventionnelle

Composant Fémoral: Omnicase non cimentée

Comp Acétabulaire: POLYMAX Cross-Linked PE Cup

Archivage: A: En cours

Durée de séjour (jours): Sortie vers:

Mots-clés Patient:

ID-OW: 001152428443

Notes Patient:

Complications:

Perop: Précocité Tardive

Réop/Révision mineure: Non

Révision majeure: Non

Echec implant: Non

Descollement aseptique: Non

Mots-clés Complications:

Notes Complications:

ARIA - OrthoWave © 2009

Données Résultats Notes

Page d'accueil > Répertoire Patients > > Hanche droite 21/10/2014 > PMA : Données

Douleur

- Aucune douleur
- Légère et occasionnelle; activités normales
- Légère à la marche; disparaît au repos
- Tolérable avec activités limitées
- Sévère à la marche; empêche toute activité
- Sévère y compris la nuit
- Intense et permanente
- Non précisé

6/6

Mobilité

- Flexion supérieure à 90° : abduction jusqu'à 30°
- Flexion entre 80° et 90° : abduction d'au moins 15°
- Flexion entre 60° et 80° : le patient peut atteindre son pied
- Flexion entre 40° et 60°
- Flexion en dessous de 40°
- Mobilité nulle: douleur ou déformation modérée
- Ankylose de la hanche avec position vicieuse
- Non précisé

6/6

Possibilités de marche

- Normale
- Sans canne, mais boîtier discrète
- Pratiquement non limité avec canne; sans canne, faible avec boîtier
- Avec une canne, moins d'une heure ; très difficile sans canne
- Seulement avec des cannes simples
- Seulement avec des cannes anglaises
- Impossible
- Non précisé

6/6

SCORE PMA : 18/18

Devane Non précisé

Charnley



ARIA - OrthoWave © 2009

Annexe – 5

Score de Postel Merle d'Aubigné

Le score de Postel-Merle d'Aubigné est probablement le premier à avoir été publié par l'équipe de l'hôpital Cochin. Sa publication remonte à 1954. Il est à ce jour le score fonctionnel le plus utilisé en France.

DOULEUR /6 points

- 6 - Aucune douleur
- 5 - Légère et fugace: activités normales
- 4 - Légère à la marche: disparaît au repos
- 3 - Tolérable avec activités limitées
- 2 - Sévère à la marche: empêche toute activité
- 1 - Sévère même la nuit
- 0 - Intense et permanente

MOBILITE /6 points

- 6 - Flexion supérieure à 90° : abduction jusqu'à 30°
- 5 - Flexion entre 80° et 90° : abduction d'au moins 15°
- 4 - Flexion entre 60° et 80° : le patient peut atteindre son pied
- 3 - Flexion entre 40° et 60°
- 2 - Flexion en dessous de 40°
- 1 - Mobilité nulle: douleur ou déformation modérée
- 0 - Ankylose de la hanche avec position vicieuse

FONCTION - MARCHÉ /6 points

- 6 - Normale
- 5 - Sans canne, mais boîtier discrète
- 4 - Pratiquement non limité avec canne; sans canne, faible
- 3 - Avec une canne, moins d'une heure ; très difficile sans canne
- 2 - Seulement avec des cannes simples
- 1 - Seulement avec des cannes anglaises
- 0 - Impossible

Annexe – 6

Score de Hip Harris

DOULEUR /44 points

Douleur :	<input type="radio"/> Aucune	<input type="radio"/> Fugace	<input type="radio"/> Légère
		<input type="radio"/> Majeure	<input type="radio"/> Invalidante

FONCTION /47 points

Boîterie :	<input type="radio"/> Aucune	<input type="radio"/> Fugace	<input type="radio"/> Modérée
			<input type="radio"/> Importante
Aide :	<input type="radio"/> Aucune	<input type="radio"/> 1 canne occasionnelle	<input type="radio"/> 1 canne continue
		<input type="radio"/> 1 canne anglaise	<input type="radio"/> 2 cannes simples
		<input type="radio"/> 2 cannes anglaises	<input type="radio"/> Marche impossible
Périmètre de marche:	<input type="radio"/> Illimité	<input type="radio"/> ≤ 1 km	<input type="radio"/> 150–500m
		<input type="radio"/> Limité au domicile	<input type="radio"/> Grabatariat
Escaliers:	<input type="radio"/> Sans rampe	<input type="radio"/> Avec rampe	<input type="radio"/> Toutes méthodes
			<input type="radio"/> Impossible
Chaussures / Bas:	<input type="radio"/> Facilement	<input type="radio"/> Avec difficultés	<input type="radio"/> Impossible
Position assise:	<input type="radio"/> Tous sièges	<input type="radio"/> Chaises surélevées	<input type="radio"/> Impossible
Transport :	<input type="radio"/> Possible	<input type="radio"/> Impossible	

MOBILITE /5 points

Flexion (degrés) :	<input type="text"/>	Extension (degrés) :	<input type="text"/>
Abduction (degrés) :	<input type="text"/>	Adduction (degrés) :	<input type="text"/>
Rot Externe (degrés) :	<input type="text"/>	Rot Interne (degrés) :	<input type="text"/>

DEFORMATION /4 points

Absence Déformation : Oui Non

Annexe – 7

Score de WOMAC

Les questions suivantes sont relatives au degré de douleur que vous ressentez actuellement en raison de l'arthrose de votre hanche. Veuillez noter le degré de douleurs ressenties récemment.

Quelle est l'intensité des douleurs lors des activités suivantes :

1. Marcher sur le plat:	<input type="radio"/> Aucune	<input type="radio"/> Légère	<input type="radio"/> Modérée	<input type="radio"/> Sévère	<input type="radio"/> Extrême
2. Monter/Descendre les escaliers:	<input type="radio"/> Aucune	<input type="radio"/> Légère	<input type="radio"/> Modérée	<input type="radio"/> Sévère	<input type="radio"/> Extrême
3. Durant le décubitus nocturne au lit:	<input type="radio"/> Aucune	<input type="radio"/> Légère	<input type="radio"/> Modérée	<input type="radio"/> Sévère	<input type="radio"/> Extrême
4. Position assise ou au repos:	<input type="radio"/> Aucune	<input type="radio"/> Légère	<input type="radio"/> Modérée	<input type="radio"/> Sévère	<input type="radio"/> Extrême
5. Position debout:	<input type="radio"/> Aucune	<input type="radio"/> Légère	<input type="radio"/> Modérée	<input type="radio"/> Sévère	<input type="radio"/> Extrême

Ces questions concernent le degré de raideur articulaire que vous ressentez actuellement en raison de l'arthrose de votre articulation opérée ou à opérer :

6. Quel est le degré de raideur de l'articulation lors du premier lever le matin :	<input type="radio"/> Aucun	<input type="radio"/> Léger	<input type="radio"/> Modéré	<input type="radio"/> Sévère	<input type="radio"/> Extrême
7. Quel est le degré de raideur de l'articulation après une position assise, allongée ou au repos plus tard dans la journée :	<input type="radio"/> Aucun	<input type="radio"/> Léger	<input type="radio"/> Modéré	<input type="radio"/> Sévère	<input type="radio"/> Extrême

Ces questions concernent vos aptitudes physiques. Il s'agit des possibilités pour vous déplacer et pour vaquer à vos occupations. Veuillez indiquer le degré de difficulté imputable actuellement à votre articulation à opérer ou déjà opérée.

Quel degré de difficultés ressentez vous lors des activités suivantes...

8. Descendre les escaliers:	<input type="radio"/> Aucune	<input type="radio"/> Légère	<input type="radio"/> Modérée	<input type="radio"/> Sévère	<input type="radio"/> Extrême
9. (1) Monter les escaliers:	<input type="radio"/> Aucune	<input type="radio"/> Légère	<input type="radio"/> Modérée	<input type="radio"/> Sévère	<input type="radio"/> Extrême
10. (2) Se lever d'un siège	<input type="radio"/> Aucune	<input type="radio"/> Légère	<input type="radio"/> Modérée	<input type="radio"/> Sévère	<input type="radio"/> Extrême
11. Position debout:	<input type="radio"/> Aucune	<input type="radio"/> Légère	<input type="radio"/> Modérée	<input type="radio"/> Sévère	<input type="radio"/> Extrême
12. Se pencher à terre:	<input type="radio"/> Aucune	<input type="radio"/> Légère	<input type="radio"/> Modérée	<input type="radio"/> Sévère	<input type="radio"/> Extrême
13. (3) Marcher sur le plat:	<input type="radio"/> Aucune	<input type="radio"/> Légère	<input type="radio"/> Modérée	<input type="radio"/> Sévère	<input type="radio"/> Extrême
14. (4) Monter/Descendre d'une voiture:	<input type="radio"/> Aucune	<input type="radio"/> Légère	<input type="radio"/> Modérée	<input type="radio"/> Sévère	<input type="radio"/> Extrême
15. Faire des courses :	<input type="radio"/> Aucune	<input type="radio"/> Légère	<input type="radio"/> Modérée	<input type="radio"/> Sévère	<input type="radio"/> Extrême
16. (5) Enfiler chaussettes ou bas:	<input type="radio"/> Aucune	<input type="radio"/> Légère	<input type="radio"/> Modérée	<input type="radio"/> Sévère	<input type="radio"/> Extrême
17. (6) Se lever du lit:	<input type="radio"/> Aucune	<input type="radio"/> Légère	<input type="radio"/> Modérée	<input type="radio"/> Sévère	<input type="radio"/> Extrême
18. Enlever chaussettes ou bas:	<input type="radio"/> Aucune	<input type="radio"/> Légère	<input type="radio"/> Modérée	<input type="radio"/> Sévère	<input type="radio"/> Extrême
19. Se tenir allongé(e) au lit:	<input type="radio"/> Aucune	<input type="radio"/> Légère	<input type="radio"/> Modérée	<input type="radio"/> Sévère	<input type="radio"/> Extrême
20. Entrer/Sortir d'une baignoire:	<input type="radio"/> Aucune	<input type="radio"/> Légère	<input type="radio"/> Modérée	<input type="radio"/> Sévère	<input type="radio"/> Extrême
21. (7) Position assise:	<input type="radio"/> Aucune	<input type="radio"/> Légère	<input type="radio"/> Modérée	<input type="radio"/> Sévère	<input type="radio"/> Extrême
22. S'asseoir/se lever du siège des toilettes :	<input type="radio"/> Aucune	<input type="radio"/> Légère	<input type="radio"/> Modérée	<input type="radio"/> Sévère	<input type="radio"/> Extrême
23. Activités domestiques lourdes:	<input type="radio"/> Aucune	<input type="radio"/> Légère	<input type="radio"/> Modérée	<input type="radio"/> Sévère	<input type="radio"/> Extrême
24. Activités domestiques légères:	<input type="radio"/> Aucune	<input type="radio"/> Légère	<input type="radio"/> Modérée	<input type="radio"/> Sévère	<input type="radio"/> Extrême

Annexe – 8

Score de ARA (Agora Radiographic Assessment)

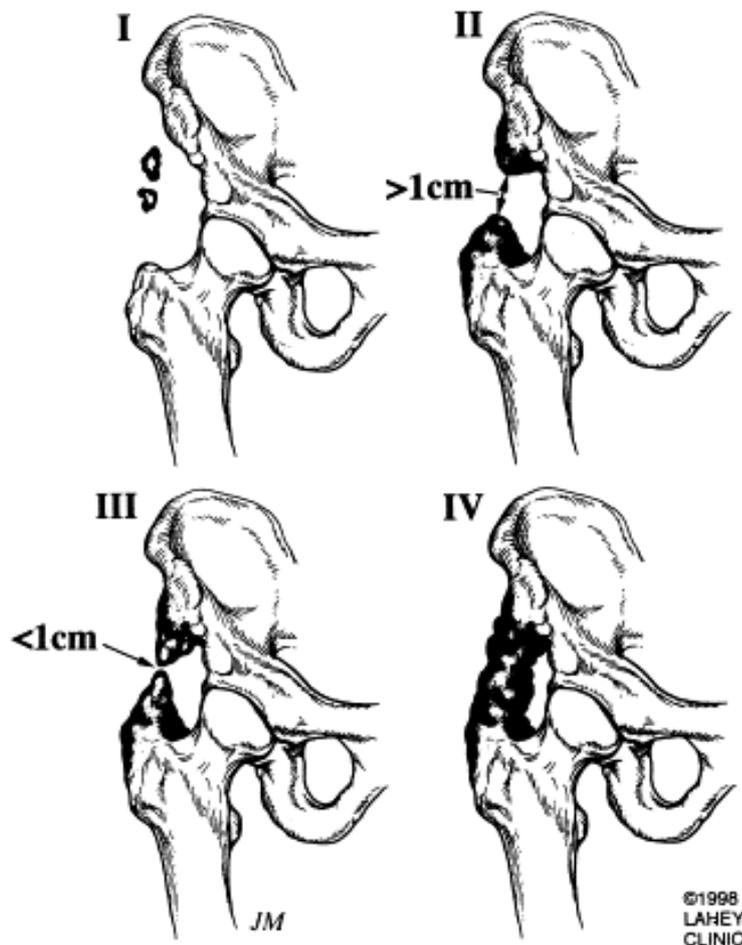
	-0 point	-1 point	-2 points	-3 points	-4 points
interface poreuse	pas de ligne	ligne réactive zone 3	liseré zone 3	ligne réactive > 50%	liseré > 50%
couverture (perp ligne des U)	45-50°	> 50°	< 45°	-	-
ostéolyse / cavitation	non	cavitation zone 1	lyse périphérique	lyse rétroacétabulaire modérée	lyse rétroacétabulaire sévère
liseré autour des vis	non	lignes réactives	liserés	vis cassée	-
migration / protrusion	non	-	modérée	-	sévère
usure équatoriale	non	< 1mm	< 2mm	2 à 5 mm	> 5 mm
détérioration de l'interface	-	stable	évolutive	-	-

Annexe – 9

Classification de Brooker

Les ossifications péri-articulaires étaient classées selon Brooker :

- o **Stade 0** : Absence d'ossification
- o **Stade 1** : Quelques ossifications en foyer, épars
- o **Stade 2** : Ossifications à bases pelviennes et fémorales dont les extrémités restent distantes d'au moins un centimètre
- o **Stade 3** : Ossifications à bases pelviennes et fémorales dont les extrémités sont distantes de moins d'un centimètre
- o **Stade 4** : Pont ossifié complet (ankylose de hanche)



RÉSULTATS CLINIQUES ET RADIOLOGIQUES DE LA CUPULE ACÉTABULAIRE POLYMAX® : A PROPOS DE 182 PROTHÈSES À 2 ANS DE REcul MINIMUM

RESUME EN FRANÇAIS :

L'évolution des cupules acétabulaires de prothèses totales de hanche au cours des dernières décennies est marquée par des modifications de matériau, de forme et du mode de fixation à l'acétabulum, ce dans le but d'obtenir des taux de succès encore meilleurs. La cupule Polymax® est un implant sans ciment, monobloc. Le métal-back fin en titane de 0,4 mm permet de bénéficier d'une épaisseur de polyéthylène hautement réticulé plus importante permettant d'utiliser des têtes de diamètre 32 et 36 mm pour des implants de moindre diamètre.

Une étude prospective, monocentrique a été réalisée sur une série continue d'arthroplasties totale de hanche posées dans notre service de 2014 à 2016.

L'objectif était d'évaluer les résultats des 182 premières cupules Polymax® à un recul minimum de 2 ans. Cette étude était basée sur l'analyse des résultats cliniques et radiologiques de cette série. L'analyse des complications permet d'évaluer sa sûreté d'utilisation.

L'âge moyen à la pose était de 54,6 ans. Les résultats fonctionnels au dernier recul étaient très bons avec un score PMA moyen de 17,7 (+/-0,6) et un score HHS moyen de 97,7 (+/-4,9). L'ostéointégration radiologique était excellente avec aucune ostéolyse ou liseré péri-prothétique retrouvé. Le taux de survie à 2 ans toute cause confondue était de 98,9% et le taux de luxation de 1,1%. Le taux de survie pour descellement aseptique est de 100% ce qui traduit une forme, un état de surface et un press-fit bien adaptés.

L'ensemble de ces résultats à 2 ans de recul nous conforte dans l'utilisation de la cupule Polymax® permettant d'obtenir de très bons résultats cliniques et radiologiques avec un faible taux de complications, et d'optimiser l'épaisseur du polyéthylène afin notamment d'utiliser une tête du diamètre le plus adapté.

TITRE EN ANGLAIS : Clinical and radiodiographic outcomes with the Polymax® acetabular cup : 182 implants at minimum 2 years follow-up

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Médecine spécialisée clinique

MOTS-CLÉS : Arthroplastie totale de hanche, Cupule acétabulaire, Non cimentée, Luxation, Révision majeure, Descellement aseptique, Diamètre des têtes fémorales

INTITULÉ ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE :

Université Toulouse III-Paul Sabatier
Faculté de médecine Toulouse-Purpan,
37 Allées Jules Guesde 31000 Toulouse

Directeur de thèse : Philippe CHIRON