

Creative commons : Paternité - Pas d'Utilisation Commerciale -
Pas de Modification 2.0 France (CC BY-NC-ND 2.0)



<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.0/fr>

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1

FACULTE DE MEDECINE LYON EST

Année 2015 N°

**Suivi observationnel d'une série
de prothèses de hanche à couple de frottement
céramique – céramique Delta[®]**

A propos d'une série continue de 153 patients

THESE

Présentée à l'Université Claude Bernard – Lyon 1
et soutenue publiquement le 05 octobre 2015
pour obtenir le grade de docteur en médecine

Par

Tanguy MOUTON

Né le 20/05/1982 à Sèvres (Hauts de Seine)

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1

FACULTE DE MEDECINE LYON EST

Année 2015 N°

**Suivi observationnel d'une série
de prothèses de hanche à couple de frottement
céramique – céramique Delta[®]**

A propos d'une série continue de 153 patients

THESE

Présentée à l'Université Claude Bernard – Lyon 1
et soutenue publiquement le 05 octobre 2015
pour obtenir le grade de docteur en médecine

Par

Tanguy MOUTON

Né le 20/05/1982 à Sèvres (Hauts de Seine)

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD – LYON 1

. Président de l'Université	François-Noël GILLY
. Président du Comité de Coordination des Etudes Médicales	François-Noël GILLY
. Secrétaire Général	Alain HELLEU

SECTEUR SANTE

UFR DE MEDECINE LYON EST	Doyen : Jérôme ETIENNE
UFR DE MEDECINE LYON SUD – CHARLES MERIEUX	Doyen : Carole BURILLON
INSTITUT DES SCIENCES PHARMACEUTIQUES ET BIOLOGIQUES (ISPB)	Directrice: Christine VINCIGUERRA
UFR D'ODONTOLOGIE	Directeur : Denis BOURGEOIS
INSTITUT DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE READAPTATION	Directeur : Yves MATILLON
DEPARTEMENT DE FORMATION ET CENTRE DE RECHERCHE EN BIOLOGIE HUMAINE	Directeur : Pierre FARGE

SECTEUR SCIENCES ET TECHNOLOGIES

UFR DE SCIENCES ET TECHNOLOGIES	Directeur : Fabien de MARCHI
UFR DE SCIENCES ET TECHNIQUES DES ACTIVITES PHYSIQUES ET SPORTIVES (STAPS)	Directeur : Claude COLLIGNON
POLYTECH LYON	Directeur : Pascal FOURNIER
I.U.T.	Directeur : Christian COULET
INSTITUT DES SCIENCES FINANCIERES ET ASSURANCES (ISFA)	Directeur : Véronique MAUME-DESCHAMPS
I.U.F.M.	Directeur : Régis BERNARD
CPE	Directeur : Gérard PIGNAULT

Faculté de Médecine Lyon Est

Liste des enseignants 2014/2015

Professeurs des Universités – Praticiens Hospitaliers

Classe exceptionnelle Echelon 2

Cochat	Pierre	Pédiatrie
Cordier	Jean-François	Pneumologie ; addictologie
Etienne	Jérôme	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
Gouillat	Christian	Chirurgie digestive
Guérin	Jean-François	Biologie et médecine du développement et de la reproduction ; gynécologie médicale
Mauguière	François	Neurologie
Ninet	Jacques	Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; médecine générale ; addictologie
Peyramond	Dominique	Maladie infectieuses ; maladies tropicales
Philip	Thierry	Cancérologie ; radiothérapie
Raudrant	Daniel	Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale
Rudigoz	René-Charles	Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale

Professeurs des Universités – Praticiens Hospitaliers

Classe exceptionnelle Echelon 1

Baverel	Gabriel	Physiologie
Blay	Jean-Yves	Cancérologie ; radiothérapie
Borson-Chazot	Françoise	Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques ; gynécologie médicale
Denis	Philippe	Ophtalmologie
Finet	Gérard	Cardiologie
Guérin	Claude	Réanimation ; médecine d'urgence
Lehot	Jean-Jacques	Anesthésiologie-réanimation ; médecine d'urgence
Lermusiaux	Patrick	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
Martin	Xavier	Urologie
Mellier	Georges	Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale
Michallet	Mauricette	Hématologie ; transfusion
Miossec	Pierre	Immunologie
Morel	Yves	Biochimie et biologie moléculaire
Mornex	Jean-François	Pneumologie ; addictologie
Neyret	Philippe	Chirurgie orthopédique et traumatologique
Ninet	Jean	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
Ovize	Michel	Physiologie
Ponchon	Thierry	Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie
Pugeat	Michel	Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques ; gynécologie médicale
Revel	Didier	Radiologie et imagerie médicale
Rivoire	Michel	Cancérologie ; radiothérapie
Thivolet-Bejui	Françoise	Anatomie et cytologie pathologiques
Vandenesch	François	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
Zoulim	Fabien	Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie

Professeurs des Universités – Praticiens Hospitaliers
Première classe

André-Fouet	Xavier	Cardiologie
Barth	Xavier	Chirurgie générale
Berthezene	Yves	Radiologie et imagerie médicale
Bertrand	Yves	Pédiatrie
Beziat	Jean-Luc	Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie
Boillot	Olivier	Chirurgie digestive
Braye	Fabienne	Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique ; brûlologie
Breton	Pierre	Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie
Chassard	Dominique	Anesthésiologie-réanimation ; médecine d'urgence
Chevalier	Philippe	Cardiologie
Claris	Olivier	Pédiatrie
Colin	Cyrille	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
Colombel	Marc	Urologie
Cottin	Vincent	Pneumologie ; addictologie
D'Amato	Thierry	Psychiatrie d'adultes ; addictologie
Delahaye	François	Cardiologie
Di Fillipo	Sylvie	Cardiologie
Disant	François	Oto-rhino-laryngologie
Douek	Philippe	Radiologie et imagerie médicale
Ducerf	Christian	Chirurgie digestive
Dumontet	Charles	Hématologie ; transfusion
Durieu	Isabelle	Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; médecine générale ; addictologie
Ederly	Charles Patrick	Génétique
Fauvel	Jean-Pierre	Thérapeutique ; médecine d'urgence ; addictologie
Gaucherand	Pascal	Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale
Guenot	Marc	Neurochirurgie
Gueyffier	François	Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique ; addictologie
Guibaud	Laurent	Radiologie et imagerie médicale
Herzberg	Guillaume	Chirurgie orthopédique et traumatologique
Honnorat	Jérôme	Neurologie
Lachaux	Alain	Pédiatrie
Lina	Bruno	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
Lina	Gérard	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
Mabrut	Jean-Yves	Chirurgie générale
Mertens	Patrick	Anatomie
Mion	François	Physiologie
Morelon	Emmanuel	Néphrologie
Moulin	Philippe	Nutrition
Négrier	Claude	Hématologie ; transfusion
Négrier	Marie-Sylvie	Cancérologie ; radiothérapie
Nicolino	Marc	Pédiatrie
Nighoghossian	Norbert	Neurologie
Obadia	Jean-François	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
Picot	Stéphane	Parasitologie et mycologie
Rode	Gilles	Médecine physique et de réadaptation
Rousson	Robert-Marc	Biochimie et biologie moléculaire
Roy	Pascal	Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication
Ruffion	Alain	Urologie
Ryvin	Philippe	Neurologie
Scheiber	Christian	Biophysique et médecine nucléaire

Schott-Pethelaz	Anne-Marie	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
Terra	Jean-Louis	Psychiatrie d'adultes ; addictologie
Tilikete	Caroline	Physiologie
Touraine	Jean-Louis	Néphrologie
Truy	Eric	Oto-rhino-laryngologie
Turjman	Francis	Radiologie et imagerie médicale
Vallée	Bernard	Anatomie
Vanhems	Philippe	Epidémiologie, économie de la santé et prévention

Professeurs des Universités – Praticiens Hospitaliers

Seconde Classe

Allaouchiche	Bernard	Anesthésiologie-réanimation ; médecine d'urgence
Argaud	Laurent	Réanimation ; médecine d'urgence
Aubrun	Frédéric	Anesthésiologie-réanimation ; médecine d'urgence
Badet	Lionel	Urologie
Bessereau	Jean-Louis	Biologie cellulaire
Boussel	Loïc	Radiologie et imagerie médicale
Calender	Alain	Génétique
Charbotel	Barbara	Médecine et santé au travail
Chapurlat	Roland	Rhumatologie
Cotton	François	Radiologie et imagerie médicale
Dalle	Stéphane	Dermato-vénéréologie
Dargaud	Yesim	Hématologie ; transfusion
Devouassoux	Mojgan	Anatomie et cytologie pathologiques
Dubernard	Gil	Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale
Dumortier	Jérôme	Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie
Fanton	Laurent	Médecine légale
Faure	Michel	Dermato-vénéréologie
Fellahi	Jean-Luc	Anesthésiologie-réanimation ; médecine d'urgence
Ferry	Tristan	Maladie infectieuses ; maladies tropicales
Fourneret	Pierre	Pédopsychiatrie ; addictologie
Gillet	Yves	Pédiatrie
Girard	Nicolas	Pneumologie
Gleizal	Arnaud	Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie
Guyen	Olivier	Chirurgie orthopédique et traumatologique
Henaine	Roland	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
Hot	Arnaud	Médecine interne
Huissoud	Cyril	Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale
Jacquin-Courtois	Sophie	Médecine physique et de réadaptation
Janier	Marc	Biophysique et médecine nucléaire
Javouhey	Etienne	Pédiatrie
Juillard	Laurent	Néphrologie
Jullien	Denis	Dermato-vénéréologie
Kodjikian	Laurent	Ophtalmologie
Krolak Salmon	Pierre	Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; médecine générale ; addictologie
Lejeune	Hervé	Biologie et médecine du développement et de la reproduction ; gynécologie médicale
Merle	Philippe	Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie
Michel	Philippe	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
Monneuse	Olivier	Chirurgie générale
Mure	Pierre-Yves	Chirurgie infantile
Nataf	Serge	Cytologie et histologie
Pignat	Jean-Christian	Oto-rhino-laryngologie
Poncet	Gilles	Chirurgie générale

Raverot	Gérald	Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques ; gynécologie médicale
Ray-Coquard	Isabelle	Cancérologie ; radiothérapie
Richard	Jean-Christophe	Réanimation ; médecine d'urgence
Rossetti	Yves	Physiologie
Rouvière	Olivier	Radiologie et imagerie médicale
Saoud	Mohamed	Psychiatrie d'adultes
Schaeffer	Laurent	Biologie cellulaire
Souquet	Jean-Christophe	Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie
Vukusic	Sandra	Neurologie
Wattel	Eric	Hématologie ; transfusion

Professeur des Universités - Médecine Générale

Letrilliart	Laurent
Moreau	Alain

Professeurs associés de Médecine Générale

Flori	Marie
Lainé	Xavier
Zerbib	Yves

Professeurs émérites

Chatelain	Pierre	Pédiatrie
Bérard	Jérôme	Chirurgie infantile
Boulanger	Pierre	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
Bozio	André	Cardiologie
Chayvialle	Jean-Alain	Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie
Daligand	Liliane	Médecine légale et droit de la santé
Descotes	Jacques	Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie
Droz	Jean-Pierre	Cancérologie ; radiothérapie
Floret	Daniel	Pédiatrie
Gharib	Claude	Physiologie
Itti	Roland	Biophysique et médecine nucléaire
Kopp	Nicolas	Anatomie et cytologie pathologiques
Neidhardt	Jean-Pierre	Anatomie
Petit	Paul	Anesthésiologie-réanimation ; médecine d'urgence
Rousset	Bernard	Biologie cellulaire
Sindou	Marc	Neurochirurgie
Trepo	Christian	Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie
Trouillas	Paul	Neurologie
Trouillas	Jacqueline	Cytologie et histologie
Viale	Jean-Paul	Réanimation ; médecine d'urgence

Maîtres de Conférence – Praticiens Hospitaliers Hors classe

Benchabib	Mehdi	Biologie et médecine du développement et de la reproduction ; gynécologie médicale
-----------	-------	--

Bringuier	Pierre-Paul	Cytologie et histologie
Davezies	Philippe	Médecine et santé au travail
Germain	Michèle	Physiologie
Jarraud	Sophie	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
Jouvet	Anne	Anatomie et cytologie pathologiques
Le Bars	Didier	Biophysique et médecine nucléaire
Normand	Jean-Claude	Médecine et santé au travail
Persat	Florence	Parasitologie et mycologie
Pharaboz-Joly	Marie-Odile	Biochimie et biologie moléculaire
Piaton	Eric	Cytologie et histologie
Rigal	Dominique	Hématologie ; transfusion
Sappey-Marinier	Dominique	Biophysique et médecine nucléaire
Streichenberger	Nathalie	Anatomie et cytologie pathologiques
Timour-Chah	Quadiri	Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique ; addictologie
Voiglio	Eric	Anatomie
Wallon	Martine	Parasitologie et mycologie

Maîtres de Conférence – Praticiens Hospitaliers Première classe

Ader	Florence	Maladies infectieuses ; maladies tropicales
Barnoud	Raphaëlle	Anatomie et cytologie pathologiques
Bontemps	Laurence	Biophysique et médecine nucléaire
Chalabreysse	Lara	Anatomie et cytologie pathologiques
Charrière	Sybil	Nutrition
Collardeau Frachon	Sophie	Anatomie et cytologie pathologiques
Cozon	Grégoire	Immunologie
Dubourg	Laurence	Physiologie
Escuret	Vanessa	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
Hervieu	Valérie	Anatomie et cytologie pathologiques
Kolopp-Sarda	Marie Nathalie	Immunologie
Laurent	Frédéric	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
Lesca	Gaëtan	Génétique
Maucort Boulch	Delphine	Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication
Meyronet	David	Anatomie et cytologie pathologiques
Peretti	Noel	Nutrition
Pina-Jomir	Géraldine	Biophysique et médecine nucléaire
Plotton	Ingrid	Biochimie et biologie moléculaire
Rabilloud	Muriel	Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication
Ritter	Jacques	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
Roman	Sabine	Physiologie
Tardy Guidollet	Véronique	Biochimie et biologie moléculaire
Tristan	Anne	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
Vlaeminck-Guillem	Virginie	Biochimie et biologie moléculaire

Maîtres de Conférences – Praticiens Hospitaliers Seconde classe

Casalegno	Jean-Sébastien	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
-----------	----------------	--

Chêne	Gautier	Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale
Duclos	Antoine	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
Phan	Alice	Dermato-vénéréologie
Rheims	Sylvain	Neurologie
Rimmele	Thomas	Anesthésiologie-réanimation ; médecine d'urgence
Schluth-Bolard	Caroline	Génétique
Simonet	Thomas	Biologie cellulaire
Thibault	Hélène	Physiologie
Vasiljevic	Alexandre	Anatomie et cytologie pathologiques
Venet	Fabienne	Immunologie

Maîtres de Conférences associés de Médecine Générale

Chanelière	Marc
Farge	Thierry
Figon	Sophie

REMERCIEMENTS

A notre Maître et Président de thèse

Monsieur le Professeur Michel-Henri FESSY

Nous vous remercions de l'honneur que vous nous faites de présider cette thèse.

Nous admirons votre connaissance de l'anatomie, votre culture de l'histoire de la chirurgie et votre aisance en chirurgie de la hanche et du bassin.

Nous sommes fiers de compter parmi vos élèves et très heureux de pouvoir continuer de travailler à vos côtés, nous espérons ne pas vous décevoir.

Soyez assurés de notre profond respect.

A nos Maîtres et Juges

Monsieur le Professeur Franck CHOTEL

Nous sommes très heureux de vous compter parmi les membres du jury.

Notre semestre à vos côtés a été un grand plaisir du premier jusqu'au dernier jour.

Nous avons admiré votre grande connaissance de la chirurgie ainsi que votre audace en chirurgie arthroscopique et tumorale.

Nous vous remercions pour votre enseignement toujours passionné.

Soyez assurés de notre profond respect.

Monsieur le Professeur Sébastien LUSTIG

Nous sommes très honorés de votre présence parmi les membres du jury.

Nous admirons votre grande capacité de travail et votre grande expérience chirurgicale.

Nous vous remercions pour les innombrables conseils délivrés tout au long de notre semestre à la Croix Rousse qui nous permis de progresser dans l'exercice de la chirurgie.

Soyez assurés de notre profond respect.

Monsieur le Professeur Frédéric RONGIERAS

Nous sommes très heureux de votre présence parmi les membres du jury.

Il ne se passe pas un jour sans que nous ne pensions aux aphorismes de l'Hôpital d'Instructions des Armées Desgenettes.

Nous vous remercions pour votre enseignement dès les premiers jours de notre internat.

Votre expérience de la chirurgie de guerre nous a été précieuse et nous vous remercions pour le semestre passé à vos côtés.

Soyez assurés de notre profond respect.

Monsieur le Docteur Romain DESMARCHELIER

Votre présence dans ce jury de thèse est un grand honneur.

Vos connaissances de la chirurgie du membre inférieur nous ont toujours été précieuses.

Votre rigueur et application est pour nous un exemple, de même que votre sympathie qui fait l'unanimité.

Nous espérons pouvoir vous suivre un jour à vélo...

Soyez assurés de notre profond respect.

Je remercie ma famille et mes amis

Mes parents pour leur éducation, leur soutien constant et inestimable depuis toujours,
j'espère ne jamais vous décevoir.

Camille pour la formidable histoire que nous vivons ensemble, puisse-t-elle être sans fin,
merci pour ton aide et tes relectures aiguisées.

Marcel et ton sourire magique, pour tout l'amour que tu me renvoies.

Anouk, Gaël et Lilou pour m'avoir montré le chemin des Alpes.

La famille Mouton et la famille Smit pour leurs valeurs.

A Ma Grand-mère, dont le rire ne s'efface pas.

La famille Perrin pour son accueil, sa chaleur, son art culinaire sur plusieurs générations.

Aux amis de la vallée de Chevreuse, pour tous les bons moments passés et pour ceux à venir.

Aux amis de la coloc' pour les vacances aux quatre coins de la France, toujours en bonne
compagnie, je suis heureux de voir la bande s'élargir encore et encore.

Aux amis de l'EFOM, le temps et l'éloignement ne vous efface pas.

Aux KBsiens, Lucille en excellente ambassadrice lyonnaise.

Pierre, Pierre-David et Julia, épicuriens drômois.

Je remercie tous ceux qui m'ont enseigné et accompagné

Mes enseignants de l'EFOM, qui m'ont guidé vers la Médecine.

Professeurs, Assistants, Co-internes qui m'ont tant appris.

Bernard Masson pour son aide précieuse.

Les infirmières et infirmiers

Les secrétaires.

LE SERMENT D'HIPPOCRATE

Je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine.

Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans discrimination.

J'interviendrai pour les protéger si elles sont vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité. Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l'humanité.

J'informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance.

Je donnerai mes soins à l'indigent et je n'exigerai pas un salaire au dessus de mon travail.

Admis dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me seront confiés et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs.

Je ferai tout pour soulager les souffrances. Je ne prolongerai pas abusivement la vie ni ne provoquerai délibérément la mort.

Je préserverai l'indépendance nécessaire et je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je perfectionnerai mes connaissances pour assurer au mieux ma mission.

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

TABLE DES MATIERES

Avant-Propos.....	4
1. Introduction	6
1.1. Caractéristiques générales des matériaux.....	7
1.1.1. Densité	7
1.1.2. Dureté	7
1.1.3. Rugosité.....	8
1.1.4. Module d'élasticité.....	8
1.1.5. Ténacité.....	9
1.1.6. Résistance en flexion.....	10
1.2. Mécanique de propagation des fissures.....	12
1.2.1. Propagation brutale des fissures.....	12
1.2.2. Propagation lente des fissures	13
1.3. Tribologie.....	14
1.3.1. Usure	14
1.3.2. Espace articulaire	20
1.3.3. Mouillabilité	21
1.4. Procédé de fabrication des têtes en céramique	22
1.4.1. Compressage et usinage	22
1.4.2. Frittage	22
1.4.3. Procédé « Hot Isostatic Pressure ».....	22
1.4.4. Rectification	22
1.4.5. Polissage et marquage laser.....	22
1.5. Biocompatibilité.....	23
1.5.1. Macro fragments	23
1.5.2. Micro fragments.....	23
1.5.3. Etude biomoléculaire	24
1.6. La céramique d'alumine	25
1.7. Céramique de zircone.....	27
1.8. Céramique de troisième génération.....	31
1.9. Céramique de quatrième génération	31
1.10. Contrôle qualité, matériovigilance	34
1.11. Cinématique de l'arthroplastie de hanche	35

1.12.	Technique d'implantation des prothèses de hanche en céramique	37
1.12.1.	La fixation sans ciment	37
1.12.2.	Compatibilité des implants.....	38
1.12.3.	Mise en place de la tête	39
1.12.4.	Mise en place de l'insert	40
1.13.	Reprise des prothèses totales de hanche à couple céramique-céramique	41
1.13.1.	Ablation des implants.....	41
1.13.2.	Inspection du cône morse	42
1.13.3.	Cas des fractures d'implant	43
1.14.	Au total	46
2.	Etude	47
2.1.	Matériel et Méthodes.....	48
2.1.1.	Type d'étude	48
2.1.2.	Critères de jugement.....	48
2.1.3.	Critères d'inclusion et d'exclusion.....	48
2.1.4.	Implants chirurgicaux	49
2.1.5.	Epidémiologie.....	52
2.1.6.	Patients revus et recul moyen.....	52
2.1.7.	Evaluation.....	53
2.1.9.	Analyse statistique	56
2.2.	Résultats	56
2.2.1.	Données chirurgicales	56
2.2.2.	Scores cliniques	59
2.2.3.	Résultats radiologiques	60
2.2.4.	Complications post opératoires	63
2.2.5.	Survie.....	67
3.	DISCUSSION.....	69
3.1.	Remarques générales	69
3.2.	Méthodologie	70
3.2.1.	Niveau de preuve	70
3.2.2.	Matériel.....	70
3.3.	Bruits.....	73
3.4.	Instabilité	77
4.	Conclusion	78
5.	Bibliographie	80
6.	Annexes.....	89

6.1.	Zones de GRUEN	89
6.2.	Zones de DeLee et Charnley	90
6.3.	Score ARA	91
6.4.	Score de Postel-Merle d'Aubigné	92
6.5.	Score d'Oxford	93

AVANT-PROPOS

Dans le domaine de l'arthroplastie de hanche le couple de frottement céramique-céramique a été introduit pour pallier les problèmes de friction et d'usure rapportés avec les couples de frottement métal-polyéthylène et métal-métal. Il était pressenti que la dureté et la mouillabilité de la céramique pouvait limiter l'usure et améliorer la durée de vie des implants. De plus les débris de céramique sont bien tolérés par l'organisme à la différence des débris de polyéthylène responsables de la maladie du polyéthylène observée avec les premières prothèses de hanche à couple métal-polyéthylène (prothèse de Sir John Charnley). La première céramique implantée fut une céramique d'alumine par le Dr Boutin en 1970. Les premiers résultats montraient une bonne tolérance et un faible niveau de friction, mais le risque de fracture d'implant (variable mais pouvant atteindre 10%) et la fixation stable tige-céramique et os-céramique difficile à obtenir (survie à 20 ans de 68.3%) ont initialement donné mauvaise réputation aux prothèses céramique-céramique.

Au cours des années 1970 de nombreux travaux ont été entrepris en France, Allemagne (Mittelmeier), Autriche (Böhler), Italie (Pizzoferrato et Toni), Espagne (Fenollosa et Garcia-Cimbrelo), Finlande (Riskä) et au Japon (Shikita et Oonishi) pour diminuer la survenue de fracture (interface tige-céramique (cône Morse 1977), évolution de la qualité des oxydes, amélioration des procédés de fabrication et du design des implants).

Afin d'améliorer l'interface os-céramique sur le versant acétabulaire de la prothèse plusieurs solutions ont été développées dans les années 1980. Les premiers essais de cimentation d'inserts en céramique dans l'os ont été des échecs. Les premières cupules en métal recevant un insert céramique étaient fixées par des vis avec un traitement de surface lisse : la survie à long terme n'était pas satisfaisante.

Il a fallu poursuivre le développement et c'est dans les années 1990 que sont apparues les prothèses céramique-céramique dites modernes, associant une céramique de qualité chirurgicale et un système d'ancrage osseux fiable (spray titane 1989, spray titane et hydroxyapatite déposée par torche à plasma 1997).

Les années 2000 ont été marquées par l'extension des indications, et l'apparition de nouveaux problèmes dont certains illustrent la courbe d'apprentissage de ce type de matériau (défaut de positionnement, fracture d'insert, bruits articulaires).

Plus de quatre décennies nous séparent de la première prothèse de hanche en céramique. Les résultats de l'arthroplastie de hanche sont toujours dépendants de l'indication, de l'implant et de la technique de pose : dans ce travail, nous nous intéresserons plus spécifiquement à l'impact du type d'implant.

1. INTRODUCTION

Céramique vient du grec *kéramos*, « argile » ou « terre cuite ». La céramique est une terre cuite qui subit une transformation définitive après exposition à la chaleur. Il s'agit d'un matériau non métallique, non organique obtenu après un traitement en pression et en chaleur. Après la cuisson des aliments, la céramique est la deuxième technique liée au feu que l'Homme ait maîtrisé.

Dans ce chapitre d'introduction seront abordées les caractéristiques mécaniques des matériaux que doit connaître le chirurgien dans le domaine de l'arthroplastie de hanche. Ensuite seront abordés les procédés industriels de fabrication des implants en céramique, puis seront présentées les caractéristiques mécaniques et biologiques propres des céramiques utilisées en arthroplastie. Pour finir les différentes céramiques seront présentées dans l'ordre de leur apparition sur le marché : la céramique d'alumine, la céramique de zircone et enfin la céramique composite alumine-zircone.

1.1. CARACTERISTIQUES GENERALES DES MATERIAUX

Les caractéristiques biomécaniques à connaître pour un matériau utilisé en arthroplastie sont :

1.1.1. DENSITE

La densité d'un matériau est le rapport de sa masse volumique à la masse volumique d'un corps de référence (eau pure à 4°C).

Dans le domaine des céramiques, la mesure de la densité permet de déterminer indirectement la pureté de l'implant produit. Elle dépendra de la pureté des grains, de la taille des grains et de la porosité.

La densité théorique de l'alumine est de 3.98 g/cm^3 et celle de la zircone de 6.1 g/cm^3 .

1.1.2. DURETE

La dureté d'un matériau définit la résistance qu'oppose une surface de l'échantillon à la pénétration d'un poinçon, comme une pyramide de diamant (dureté Vickers). La mesure de dureté Vickers se fait à l'aide d'une pointe pyramidale normalisée en diamant de base carrée et d'angle entre faces égal à 136° .

L'empreinte a donc la forme d'un carré, on mesure les deux diagonales d_1 et d_2 de ce carré à l'aide d'un appareil optique.

Une formule permet alors de calculer la dureté Vickers en fonction de la moyenne des deux diagonales.

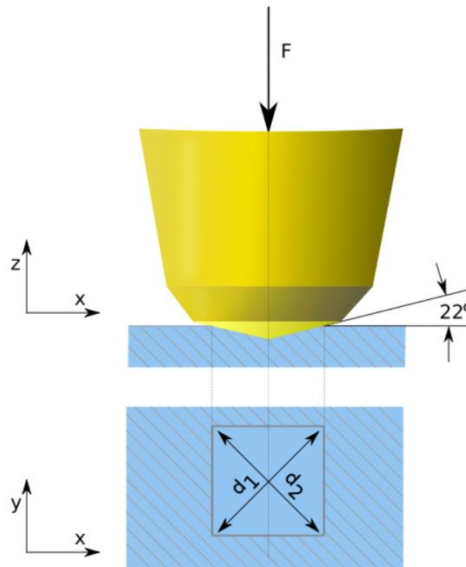


FIGURE 1 : SCHEMA REPRESENTATIF D'UN POINÇON DE MESURE DE LA DURETE VICKERS

1.1.3. RUGOSITE

La rugosité caractérise les défauts de surface périodiques ou pseudo-périodiques (stries et sillons) ainsi que les défauts localisés.

Elle est mesurée à l'aide d'un microscope d'état de surface. On mesure le critère R (*Roughness*) qui est l'amplitude moyenne de la rugosité. Ce critère permet de déterminer R_a (*Roughness average*) qui est un indice statistique (écart moyen par rapport à la ligne moyenne).

L'unité de mesure est le μm . La rugosité de la céramique d'alumine est comprise entre 0.005 et 0.01 μm , celle de la céramique de zircone est de l'ordre de 0.005 μm en phase monoclinique, et celle de la céramique alumine-zircone est de 0.002 μm .

Les grains d'alumine sont environ 10 fois plus grands que les grains de zircone. La rugosité de surface de la céramique composite alumine zircone est donc équivalente à celle de l'alumine pure.

1.1.4. MODULE D'ELASTICITE

Le module d'élasticité ou module de Young est la constante qui relie la contrainte en compression (ou en traction) et le début de la déformation d'un matériau élastique isotrope.

Le physicien Thomas Young avait observé que le rapport entre la contrainte de compression (ou de traction) appliquée à un matériau et la déformation qui en résulte est constant, tant que la limite d'élasticité n'est pas atteinte.

L'unité du module de Young est le Pascal (Pa), il est généralement exprimé en GigaPascal.

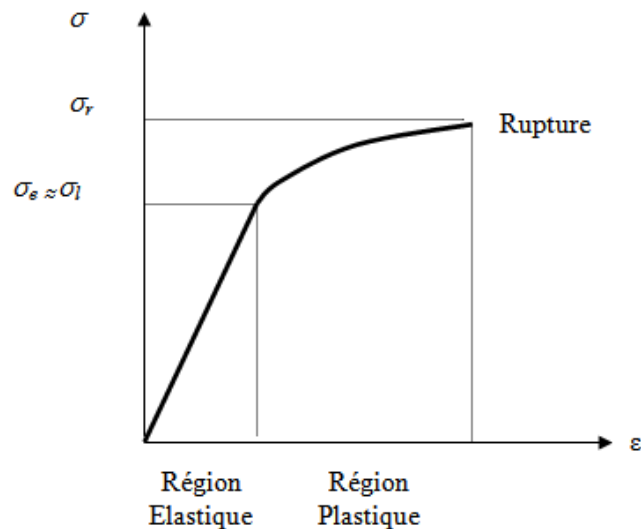


FIGURE 2 : EXEMPLE DE COURBE CONTRAINTE-DEFORMATION

1.1.5. TENACITE

La ténacité d'un matériau est sa capacité à résister à la propagation d'une fissure, cela s'opposant à la fragilité.

On définit la ténacité comme la quantité d'énergie que le matériau peut absorber avant de se casser.

Elle est généralement mesurée dans les trois plans de l'espace, en étudiant la propagation des fissures en ouverture (mode I), en translation (mode II) et en rotation (mode III).

On va alors pouvoir caractériser le type de matériau. Un matériau ductile est un matériau qui résiste bien à la propagation d'une fissure jusqu'à une valeur critique. Un matériau fragile oppose peu de résistance à la propagation d'une fissure, c'est le cas des céramiques.

La ténacité est le produit de la contrainte par la racine carré d'une longueur, elle s'exprime en $\text{MPa.m}^{1/2}$

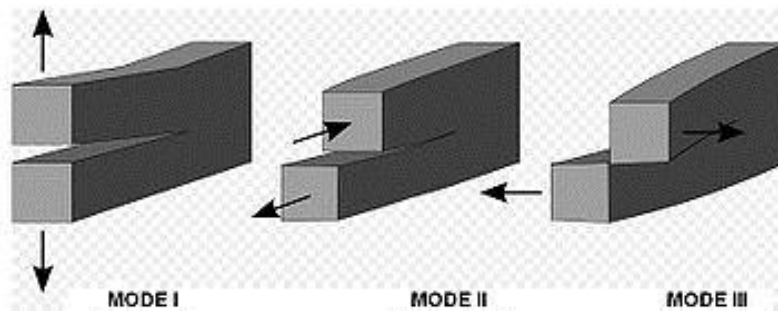


FIGURE 3 : EXEMPLES DE PROPAGATION DES FISSURES

1.1.6. RESISTANCE EN FLEXION

La résistance en flexion permet de déterminer la résistance mécanique d'un échantillon soumis à des contraintes en flexion.

L'échantillon est placé sur un appareil qui exerce une contrainte sur 3 ou 4 points jusqu'à la déformation ou rupture du matériau.

L'unité de la résistance à la flexion est le Pascal (Pa), elle est généralement exprimée en MégaPascal.

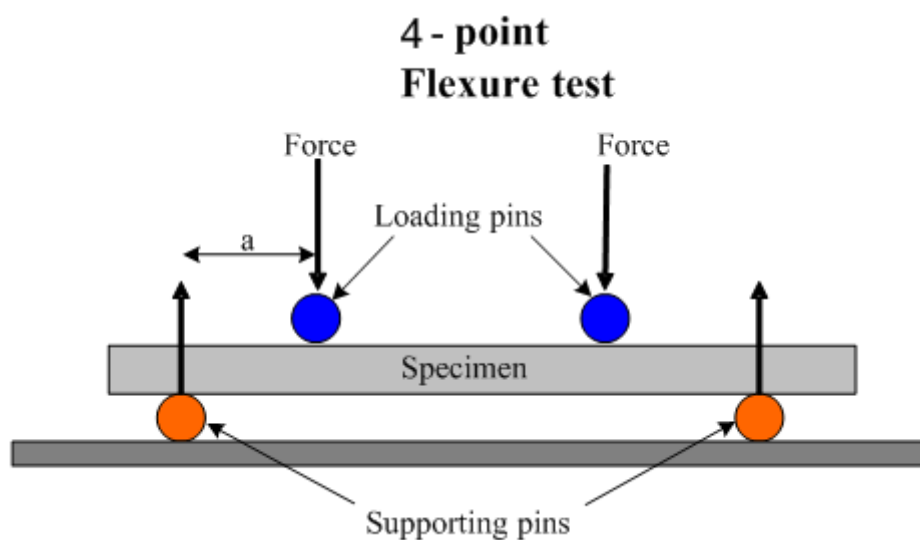


FIGURE 4 : SCHEMA REPRESENTANT UN ESSAI DE RESISTANCE EN FLEXION SUR 4 POINTS (FOUR BENDING STRENGTH)

Les caractéristiques des différentes céramiques sont résumées dans le Tableau 1.

	Alumine	Zircone	Alumine - Zircone
Composition	Al ₂ O ₃ 99.5% Impuretés < 0.5%	ZrO ₂ Y ₂ O ₃ (3%) HfO ₂ (2%) Autres oxydes (1%)	Alumine (80%) 3Y TZP (17%) Oxyde de chrome (0.5%) Oxyde de strontium (0.5%)
Structure cristalline	Hexagonale	Tétragonale Cubique/monoclinique	Hexagonale Tétragonale/monoclinique
taille moyenne des grains (µm)	< 2 Normes ISO < 4.5	0.5 Normes ISO < 0.6	< 1.5
densité (g/cm³)	3.98 Normes ISO > 3.94	6.05 – 6.1 Normes ISO > 6	4.4 – 5
Rugosité Ra (µm)	0.3	0.02 – 0.04	
Dureté (Vickers)	2000 – 2400	1400	1600 – 1900
Ténacité K_{IC} (MPa.m^{1/2})	4	7 – 10	5 – 10
Contrainte de rupture à la flexion (MPa)	500 – 630 Normes ISO > 400	1600 Normes ISO > 600	1200
Contrainte de rupture à la compression (MPa)	4000 – 4500	2000 - 2500	2000 – 4000
Module de Young (GPa)	380	210	200 – 250

TABLEAU 1 : CARACTERISTIQUES DES DIFFERENTES CERAMIQUES

1.2. MECANIQUE DE PROPAGATION DES FISSURES

1.2.1. PROPAGATION BRUTALE DES FISSURES

Lorsque l'on applique une contrainte de traction à un matériau, il se crée une zone de concentration de contraintes à la pointe des défauts préexistants au sein de ce matériau. Cette concentration s'exprime par un facteur d'intensité de contraintes K_I :

$$K_I = Y\sigma\sqrt{a}$$

où a est la longueur de la fissure ou d'un défaut préexistant, Y un facteur géométrique de la fissure, et σ la contrainte appliquée.

Lorsque K_I atteint le facteur d'intensité de contrainte critique du matériau, K_{IC} , la fissure se propage brutalement, entraînant la rupture de la pièce. La contrainte correspond alors à la contrainte de rupture du matériau, et s'exprime par :

$$\sigma_r = \frac{K_{IC}}{Y\sqrt{a}}$$

Pour améliorer la résistance à la rupture du matériau on peut augmenter le facteur d'intensité de contraintes K_{IC} ou diminuer la taille des défauts préexistants en diminuant la taille des grains.

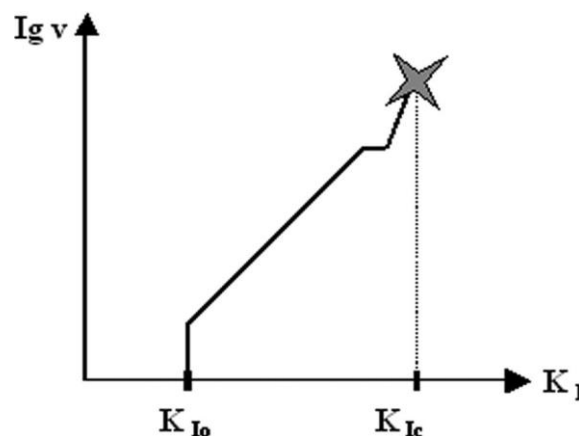


FIGURE 5 : COURBE CONTRAINTE – DEFORMATION

Tant que le niveau de contrainte n'atteint pas le niveau critique K_{IC} , le matériau résiste voire peut se déformer. Au-delà de K_{IC} il y a rupture du matériau.

1.2.2. PROPAGATION LENTE DES FISSURES

En conservant un facteur d'intensité de contraintes inférieur au facteur critique, les fissures peuvent se propager sous certaines conditions : c'est la propagation lente des fissures (vitesse de propagation comprise entre 10^{-12} m.s⁻¹ et 10^{-2} m.s⁻¹). Cette propagation lente conduit au final à une rupture imprévisible des pièces. Elle s'effectue suivant un mécanisme de corrosion sous contrainte, provoqué par l'action de la contrainte mécanique à la pointe de la fissure et de la présence de molécules d'eau (qui facilitent la propagation de la fissure).

On définit trois vitesses de propagation des fissures, qui dépendent de deux phénomènes en série : le transport de molécules corrosives jusqu'au fond de la fissure (molécules d'eau) puis la réaction entre l'eau et la céramique. Le stade I correspond à des vitesses de propagation des fissures contrôlées par la vitesse de réaction de l'eau avec les liaisons de céramique au fond de la fissure, Dans le stade II la vitesse de propagation devient plus grande que la vitesse d'arrivée des molécules d'eau, qui devient le facteur limitant de la vitesse de propagation de la fissure. Dans le stade III la charge est suffisamment forte pour que la rupture se produise dans les conditions du vide.

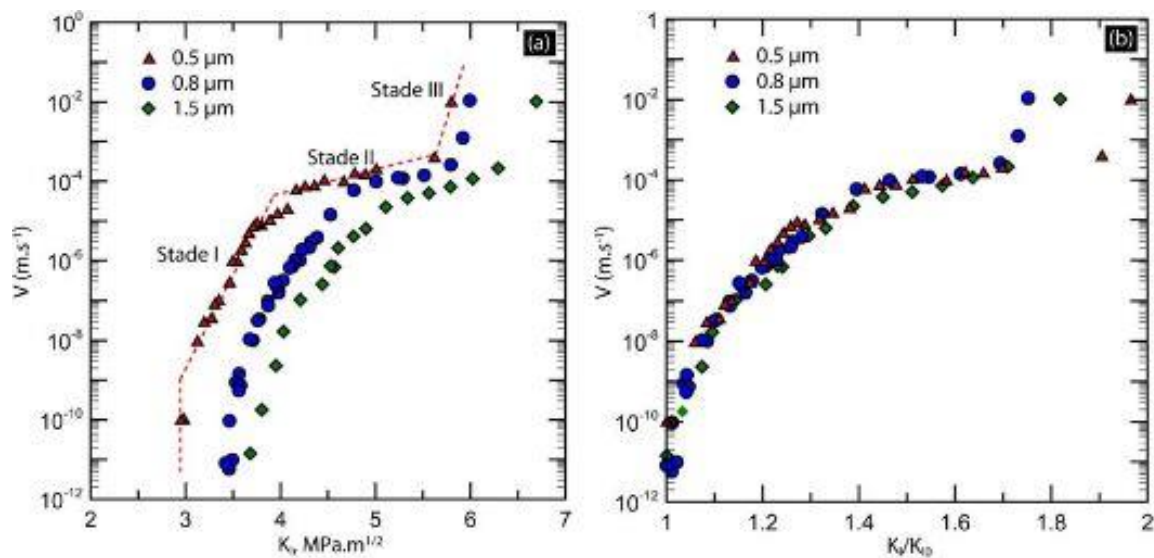


FIGURE 6 : EXEMPLE DE PROPAGATION DE FISSURES AU SEIN D'UNE CERAMIQUE DE ZIRCON EN FONCTION DE LA TAILLE DES GRAINS

1.3. TRIBOLOGIE

Du grec ancien τριβος, « frottement » et λόγος, « science, étude », la tribologie est la science qui étudie les phénomènes qui surviennent entre deux systèmes en contact.

Les qualités de surface des implants en céramique (dureté, faible rugosité, mouillabilité, coefficient de friction bas) leur confèrent un excellent comportement en frottement.

1.3.1. USURE

1.3.1.1. USURE IN VIVO

L'usure in vivo est évaluée par analyse d'explants ou par mesures radiologiques.

Les techniques de mesure radiologique ne permettent pas de détecter l'usure des composants en céramique.

L'usure est estimée à 25 $\mu\text{m}/\text{an}$ sur les implants de première génération utilisés en 1970 (1). L'analyse d'explants d'alumine a permis de constater que l'usure est inférieure à 1 $\mu\text{m}/\text{an}$ (pour le polyéthylène : usure de 0.06 à 1 mm/an avec tête métal en diamètre 22.2 mm).

Les taux d'usure in vivo retrouvés dans la littérature sont résumés dans le Tableau 2.

Equipe	Couple	Recul	Pénétration linéaire	Usure volumétrique
Urban et al.(2)	alumine-PE	17 ans	34 $\mu\text{m}/\text{an}$	28 mm ^{3/an}
Kim et al.(3)	alumine-PE	11.3 ans	100 $\mu\text{m}/\text{an}$	
	zircone-PE	9.8 ans	90 $\mu\text{m}/\text{an}$	
Hernigou et Bahrami (4)	alumine 32mm-PE	>10 ans	70 $\mu\text{m}/\text{an}$	755 mm ³
	inox 28mm -PE		130 $\mu\text{m}/\text{an}$	638 mm ³
	zircone 28mm -PE		400 $\mu\text{m}/\text{an}$	1360 mm ³
Kim et al. (3)	zircone -PE	7 ans	80 $\mu\text{m}/\text{an}$	350.8 mm ³
	CrCO-PE		170 $\mu\text{m}/\text{an}$	744.7 mm ³

TABLEAU 2 : USURE IN VIVO SELON COUPLE DE FROTTEMENTS



FIGURE 7 : USURE SCHEMATIQUE SELON LE COUPLE DE FROTTEMENT

L'usure in vivo dépend de facteurs liés au matériau de la prothèse, mais surtout aux conditions de travail de la prothèse : conflit entre les différentes pièces (dessin des implants, technique de pose), microséparation. Dans les conditions optimales elle est inférieure à $1 \mu\text{m}/\text{an}$ soit $0.1 \text{ mm}^3/\text{million de cycles}$.

Dans des conditions de travail non optimales l'usure peut devenir macroscopique (usure en bande ou *stripe wear*) et aboutir au relargage de particules de plus grande taille, de céramique (*chipping fracture*) ou de métal.

1.3.1.2. USURE IN VITRO

Les méthodes de mesure de l'usure in vitro sont nombreuses et dépendent de nombreux facteurs : simulateurs de hanche, force appliquée, microséparation, liquide de lubrification, température.

Les tests sur simulateurs sont en général réalisés en flexion – extension et rotation sur au moins 5 millions de cycles (environ 5 ans d'utilisation chez un sujet actif), en présence d'un agent lubrifiant (sérum bovin), avec ou sans conditions de microséparation (depuis 2000) (5–7).

Dans des conditions de fonctionnement sans microséparation, l'usure d'un couple de frottement en céramique se fait en deux phases : une phase de rodage puis une phase

d'usure linéaire. L'usure en période de rodage est de 0.02 à 1 mm³/million de cycles (moyenne 0.5 mm³/MC) : elle correspond au polissage des surfaces. En période d'usure linéaire elle est en moyenne de 0.05 mm³/MC, soit une diminution d'un facteur 10.

Suite à la constatation d'une usure en bandes sur les pièces explantées, les simulateurs de hanche ont été modifiés avec l'ajout de conditions de microséparation, qui correspondent in vivo à des conditions de travail non optimales de la prothèse. L'apparition de bandes d'usures ont été constatées in vitro après ajout de microséparation (7).

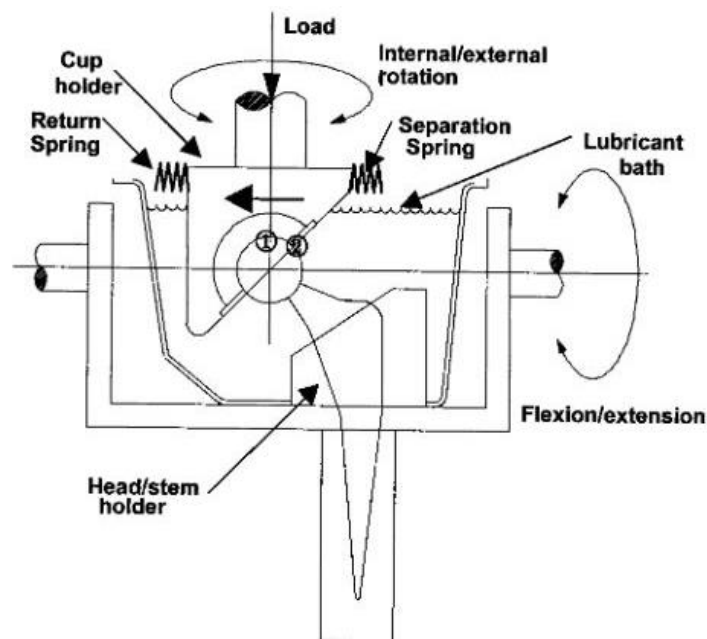


FIGURE 8 : EXEMPLE DE MODELISATION D'UN SIMULATEUR DE HANCHE AVEC MICROSEPARATION

Dans une étude comparant des implants en céramique d'alumine de troisième génération (BioloX Forte®) et en céramique alumine-zircone (BioloX Delta®) reproduisant des conditions de microséparation de 200 à 500µm, Steward et al montrent une usure significativement inférieure avec la céramique de quatrième génération, tant en phase de rodage qu'en phase d'usure linéaire.

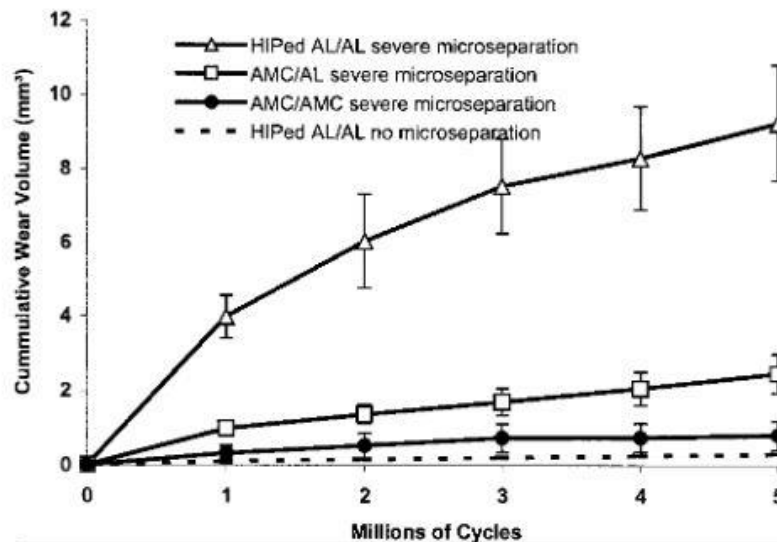


FIGURE 9 : USURE VOLUMETRIQUE EN CONDITIONS DE MICROSEPARATION, MEILLEURE TOLERANCE DE LA CERAMIQUE COMPOSITE, D'APRES STEWARD ET AL

L'étude des bandes d'usure a montré qu'elles étaient moins profondes avec l'utilisation d'implants en céramique de quatrième génération.

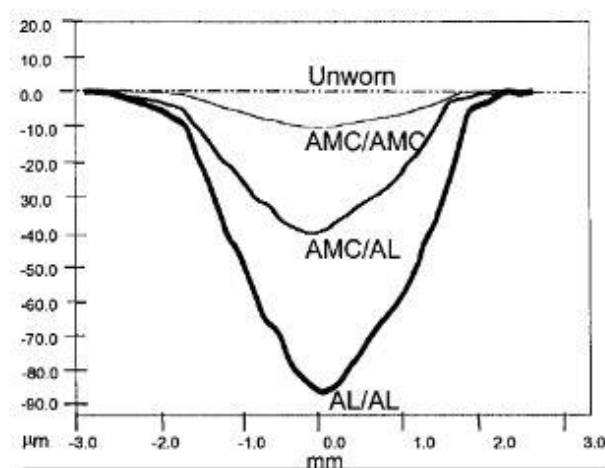


FIGURE 10 : PROFIL DES BANDES D'USURE A LA SURFACE DES TETES CERAMIQUES D'APRES STEWARD ET AL.
(AMC : ALUMINA MATRIX CERAMIC, AL : ALUMINE)

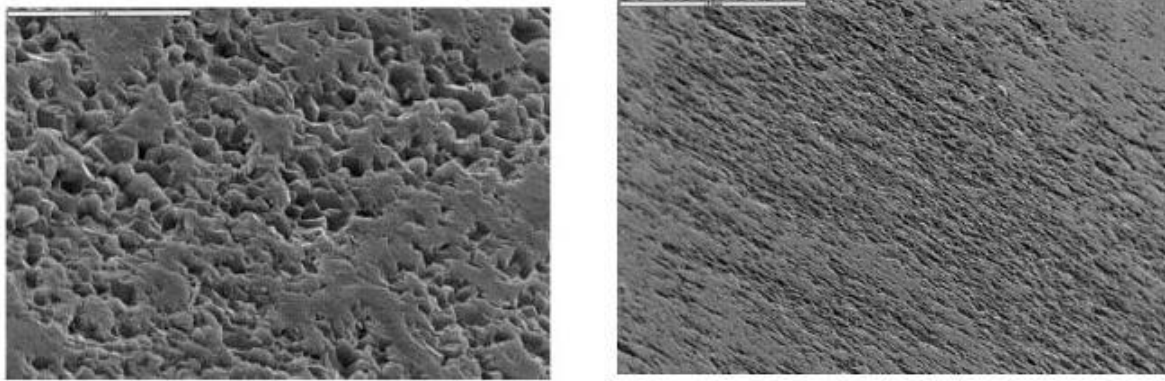


FIGURE 11 : ZONES D'USURE EN BANDE VUES EN MICROSCOPIE ELECTRONIQUE, A GAUCHE COUPLE ALUMINE-ALUMINE, A DROITE CERAMIQUE COMPOSITE-CERAMIQUE COMPOSITE.

Dans une étude de Clarke et al. (8) sur simulateur avec microséparation avec des implants en céramique delta de 36mm, les bandes d'usure apparaissent précocement (dès 0.1M de cycles) sous la forme de deux bandes situées de 75 à 90° et 45° à 60°. Après 5 millions de cycles les bandes ont convergé en une large bande située entre 45 et 90°.

Ces bandes correspondent au mouvement de sortie – réentrée de la tête dans l'insert associé à celui de flexion extension.

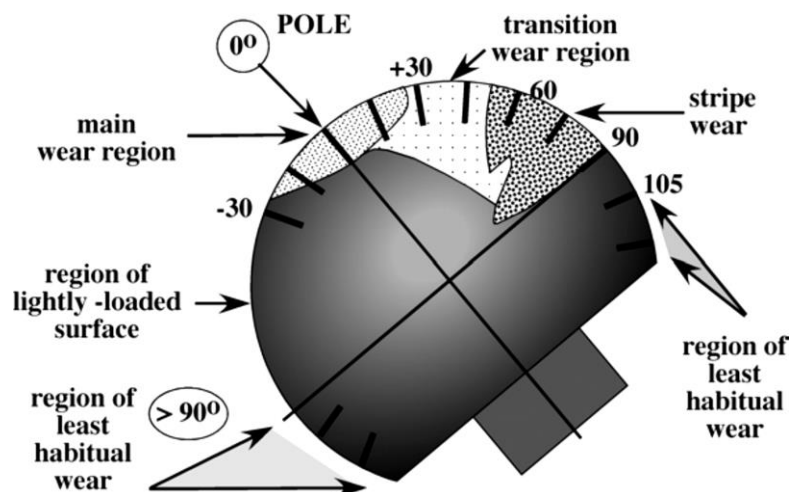


FIGURE 12 : ZONES D'USURE EN BANDE DES TETES CERAMIQUE DELTA (D'APRES CLARCKE)

L'usure observée dépend des tests utilisés. Dans un test couronne-disque sur 360 000 cycles, Früh et al rapportent une usure volumétrique de 0.05mm^3 pour le couple alumine – alumine, 1mm^3 pour le couple alumine – zircone et 1.2mm^3 pour le couple zircone- zircone (24 fois celle du couple alumine - alumine) (9).

A l'inverse, sur simulateur, Clarke et al rapportent une usure de $0.013\text{mm}^3/\text{MC}$ pour un couple alumine – alumine et $0.004\text{mm}^3/\text{MC}$ pour un couple alumine composite – alumine composite (3 fois inférieure) (8).

Pour mémoire l'usure d'un couple métal – PE était de $13\text{mm}^3/\text{MC}$ (1000 fois supérieure) et de $0.119\text{mm}^3/\text{MC}$ pour un couple métal – métal.

Les taux d'usure in vitro des différents couples de frottements sont résumés dans le Tableau 3:

Couple de frottement	Usure linéaire (mm/million cycles)	Usure volumétrique (mm^3/MC)
Métal/UHMWPE	0.2	35 - 200
Zircone/UHMWPE	0.1 - 0.2	31 - 67
Alumine/UHMWPE	0.1 - 0.2	31 - 79
Alumine/Alumine	<0.005	1.2
AMC/AMC	<0.002	0.13

TABEAU 3 : USURES LINEAIRE ET VOLUMETRIQUES, D'APRES (10)

Les particules d'alumine libérées sur simulateur sont généralement réparties selon une distribution bi-modale : des particules de petite taille (5 à 20 nm) et des particules de plus grande taille (0.5 à 10 μm). (Figure 13)

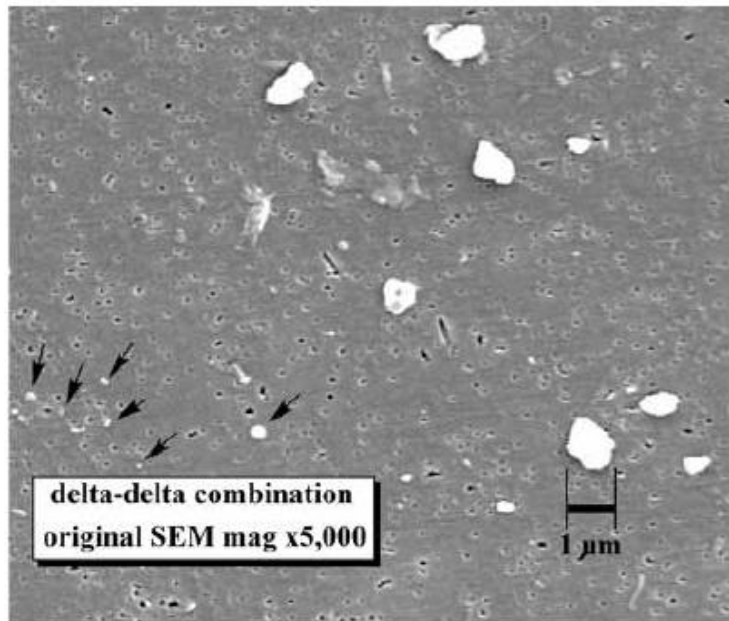


FIGURE 13 : PARTICULES D'USURE VUES EN MICROSCOPIE ELECTRONIQUE, LES FLECHES DESIGNENT DES PARTICULES NANOMETRIQUES MELANGEES A DES PARTICULES MICROMETRIQUES

1.3.2. ESPACE ARTICULAIRE

Un des paramètres qui conditionne le bon fonctionnement des prothèses de hanche à couple dur-dur est l'espace de glissement situé entre la tête et l'insert acétabulaire. Il correspond à la différence de diamètre entre la tête et l'insert (jeu articulaire ou *clearance*).

Sa valeur dépend de nombreux paramètres comme le matériau de la prothèse, la rugosité, le diamètre, le niveau de contraintes, la température et la nature du film lubrifiant.

En dessous de la valeur basse, le contact entre les deux surface est maximal, rendant possible la perte du film de lubrification qui expose au grippage. Au-delà de la valeur maximale il existe un risque de micro mobilité délétère pour les implants.

On estime que le jeu articulaire doit être de 20 μm pour une tête de 28 mm et de 30 à 50 μm pour une tête de 32mm.

Dans les années 1970 les composants étaient appariés pour mieux maîtriser le jeu articulaire.

Les techniques de fabrication et les contrôles en usine permettent aujourd'hui de combiner des implants du même fabricant (contrôle de sphéricité de l'ordre du μm).

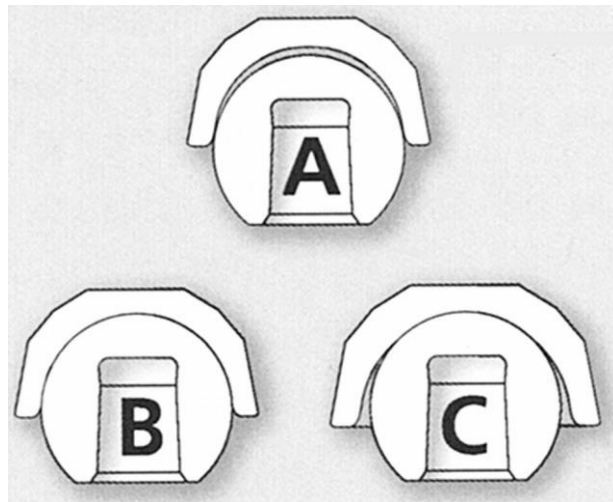


FIGURE 14 : A : CONTACT TYPE « EQUATORIAL », B : CONGRUENCE PARFAITE (GRIPPAGE), C : CONTACT OPTIMAL. D'APRES B MASSON DANS (10)

1.3.3. MOUILLABILITE

La mouillabilité des céramiques (alumine, zircone, composite alumine-zircone) tient à leur caractère hautement ionique. Plus la charge ionique de surface est élevée, plus la mouillabilité augmente. Cela favorise la formation d'un film lubrifiant au niveau de la surface de frottement. On peut mesurer la mouillabilité en observant l'angle formé entre une goutte d'eau et la tangente de la tête. (Figure 15)

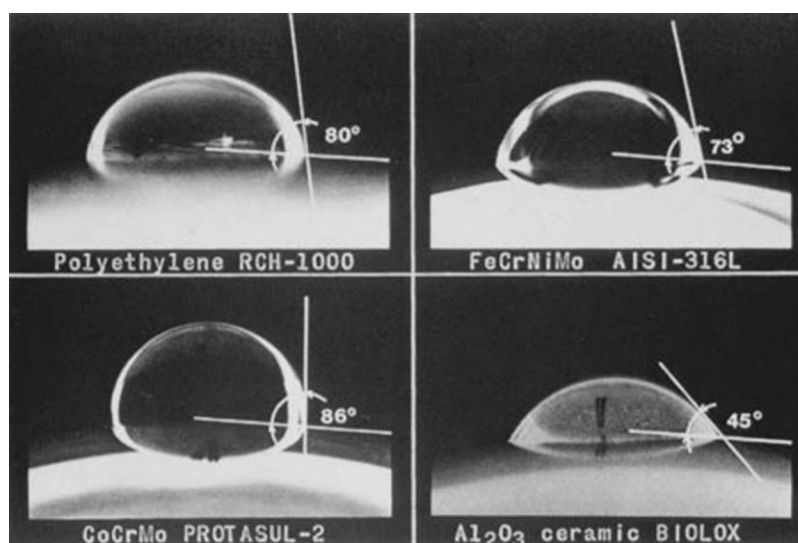


FIGURE 15 : DIFFERENTS ANGLES DE MOUILLABILITE, POLYETHYLENE, ACIER, COBALT-CHROME, ALUMINE. D'APRES B. MASSON DANS (10)

1.4. PROCÉDE DE FABRICATION DES TÊTES EN CÉRAMIQUE

La fabrication des implants en céramique commence par l'élaboration de la poudre d'oxyde d'aluminium ou de zircone. Les composants sont filtrés, mélangés et purifiés sous forme d'une « barbotine ». La barbotine est ensuite déshydratée pour obtenir une fine poudre. Le but est d'obtenir la poudre la plus homogène possible pour éviter les impuretés et les agrégats qui feraient perdre en résistance à la microfissuration.

1.4.1. COMPRESSAGE ET USINAGE

La poudre d'alumine est mise sous forme de cylindre de faible densité (50 fois inférieure à la densité finale) qui sera usiné pour donner la forme souhaitée (tête ou insert).

1.4.2. FRITTAGE

Le frittage est un procédé de cuisson en deçà du point de fusion du matériau. La température de cuisson se situe entre 1400 et 1500 °C avec des phases de montée, de plateau et de descente en température variables. Il permet d'améliorer la cohésion des molécules d'alumine sans atteindre le point de fusion. La céramique gagne alors en densité en réduisant les pores et cavités interstitielles : elle se contracte et durcit en perdant une partie de son volume.

1.4.3. PROCÉDE « HOT ISOSTATIC PRESSURE »

Le procédé de frittage appelé Hot Isostatic Pressure (HIP) a été introduit en 1995. La température et la pression atteinte (>1000 bars) permet de réduire la taille des grains et d'augmenter la densité. Après frittage la densité ne peut dépasser 3.94 à 3.96g/cm³, elle atteint 3.98g/cm³ avec le procédé HIP.

1.4.4. RECTIFICATION

Les pièces sont à nouveau usinées pour obtenir la géométrie finale des implants (usinage du col).

1.4.5. POLISSAGE ET MARQUAGE LASER

Les implants sont polis en surface, puis marqués au laser (moins de microfissurations qu'avec un marquage gravé).

1.5. BIOCOMPATIBILITE

Les prothèses de hanche utilisant le polyéthylène sont génératrices de débris d'usure. Ces débris sont absorbés par les macrophages et responsables d'ostéolyse (maladie du polyéthylène : descellement et ostéolyse par activation des ostéoclastes via le TNF- α et la prostaglandine E2).

1.5.1. MACRO FRAGMENTS

Les céramiques sont bien tolérées biologiquement à l'état massif. Dans les 4 premières semaines après l'implantation de corps étrangers en céramique d'alumine de 1.6 sur 6.3mm dans les muscles para vertébraux de rats, Harms et Mäusle (11) ne retrouvent pas de réaction inflammatoire. A 52 semaines les fragments d'alumine sont entourés d'une fine capsule, elle-même entourée d'une fine couche d'adipocytes. Il n'y a aucune réaction inflammatoire observée malgré la présence de quelques débris de céramique dans les macrophages.

1.5.2. MICRO FRAGMENTS

Les débris de céramique d'alumine sont également bien tolérés in vitro et in vivo. Après implantation intramusculaire de particules une première phase inflammatoire est observée (neutrophiles, éosinophiles et quelques lymphocytes). Après 4 semaines il ne reste que quelques granulocytes. A 26 semaines les débris sont agglutinés dans le cytoplasme des histiocytes, entourés de néo vaisseaux et de fibres de collagène. Les particules de taille inférieure à 5 μ m sont plus phagocytées que celles de taille plus importante.

A noter que des particules sont retrouvées dans les macrophages des ganglions lymphatiques du voisinage.

Généralement il n'est pas observé de granulome à cellules géantes au contact des particules d'alumine, comme cela est retrouvé avec les débris de polyéthylène ou de métal.

Des cas d'ostéolyse ont été décrits avec les prothèses en céramique, notamment avec la prothèse de Mittelmeier (grains de gros diamètre, faible densité et porosité élevée, dessin favorisant les conflits col-cupule) qui a probablement conduit au relargage d'une grande quantité de débris .(12)(Figure 16)

Un cas clinique rapporte un cas d'ostéolyse à 7 ans avec l'utilisation d'une céramique de troisième génération. Une usure anormale de l'insert avait été observée (13).



FIGURE 16 : PROTHESE AUTOPHORE DU PR MITTELMEIER. (CUPULE EN ALUMINE MASSIVE VISSEE, COL A JUPE)

Certains cas d'ostéolyse sont consécutifs à des ruptures d'implants vues tardivement, qui entraînent un contact entre les pièces métalliques de la prothèse et libèrent de grandes quantités de débris métalliques.

1.5.3. ETUDE BIOMOLECULAIRE

Sur le plan biomoléculaire, Sedel et al. ont mesuré la concentration tissulaire en cytokines habituellement incriminées dans les ostéolyses sur débris prothétiques lors de reprises de prothèses pour descellement. Le taux de prostaglandine E2 était de 69 fmol/mg dans le groupe alumine versus 202 fmol/mg dans le groupe métal-PE (14). Catelas et al ont étudié la réponse macrophagique vis-à-vis des particules d'usure en mesurant le taux de *tumor necrosis factor alpha* (TNF- α), les particules d'alumine étaient plus facilement phagocytées que celle de polyéthylène (taille 4.5 μ m) et les concentrations en TNF- α étaient inférieures avec les particules d'alumine (15). Petit et al ont confirmé ces résultats et ont montré que l'apoptose des macrophage était plus rapide avec les particules d'alumine. Les auteurs ont émis l'hypothèse que l'apoptose des macrophages et des taux de TNF- α inférieurs pouvaient expliquer la moindre ostéolyse (16).

Hatton et al (17) ont mis en culture des monocytes issus de donneurs avec des particules récupérées après des tests de prothèse sur simulateur avec microséparation. Ils arrivent à la conclusion que les particules produites lors de microséparation peuvent activer une production de cytokines ostéolytiques (TNF-alpha), mais que la concentration en particules doit être très élevée, ce qui est peu probable in vitro ($500\mu\text{m}^3$ par cellule).

1.6. LA CERAMIQUE D'ALUMINE

L'alumine est un matériau standardisé depuis 1984 (ISO 6474-1 et ASTM F 603). Elle existe à l'état naturel dans le minerai d'où on l'extrait par électrolyse, la bauxite. La bauxite a été découverte par Pierre Berthier en 1821 dans la région des Baux de Provence. La France était le principal producteur mondial de bauxite jusqu'au début du XXème siècle (aujourd'hui les principaux producteurs sont l'Australie, la Guinée et la Jamaïque). La Société française de Bauxite a été rachetée en 1905 par la firme allemande AL A.G. De fait, ces deux pays ont été parmi les plus novateurs dans le domaine de la céramique. Dans l'industrie, l'alumine est utilisée à 99% sous la forme d'aluminium et 1% sous la forme de céramique (matériau d'isolation électrique). Enfin il est à noter qu'avant son utilisation en orthopédie, le couple de frottement alumine-alumine était employé dans l'industrie pour sa faible usure, notamment sur les métiers à tisser de la région Lyonnaise.

La première utilisation orthopédique a été décrite par le Dr Boutin à Pau en 1972. La cupule était cimentée dans le cotyle, la tête était collée à la résine époxy sur la tige fémorale, la pose se faisait par voie latérale avec trochanterotomie (18).(Figure 17)

Dans un second temps une cupule non cimentée a été utilisée. Elle présentait un plot central pour améliorer la stabilité. Le patient était sans appui 3 mois dans les suites de l'intervention.

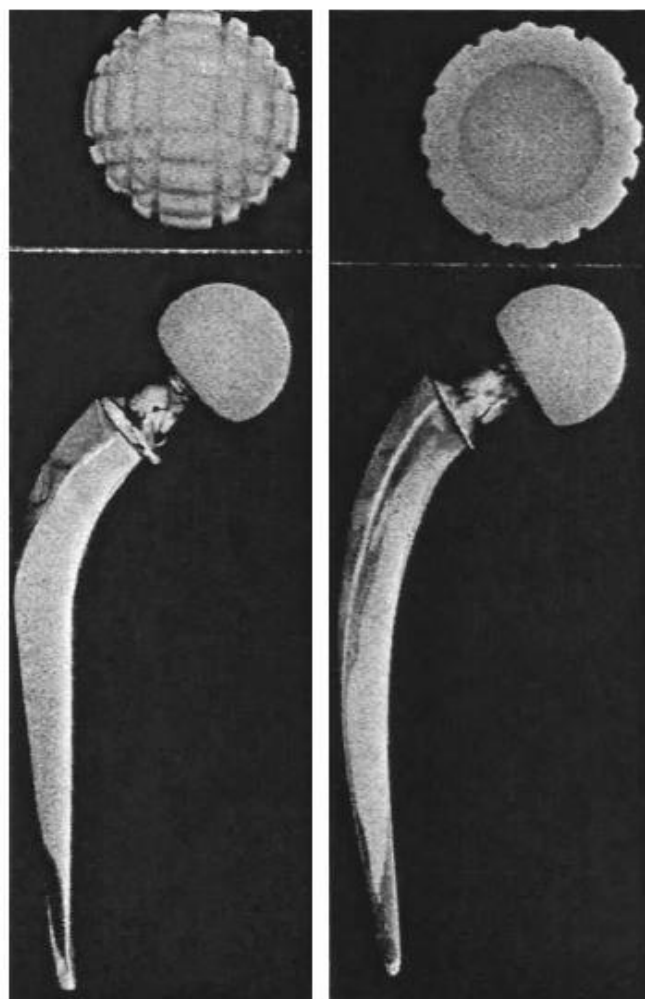


fig. 1. La prothèse B (à gauche) est la plus employée, la prothèse A (à droite) est estimée aux diaphyses étroites.

FIGURE 17 : PREMIERE PROTHESE A TETE ALUMINE UTILISEE PAR LE DR BOUTIN

La survie globale à 20 ans était de 68.3 % (respectivement 85.6 % et 61.2 % pour les cupules sans ciment et cimentées, et 84.9 % et 87.3 % pour les tiges sans ciment et cimentées).

Le principal point faible des têtes en céramique d'alumine est la fracture. Le taux initial de fracture était d'environ 1%. Il a été diminué à 0.004% avec les dernières générations de céramiques d'alumine (19).

Plusieurs facteurs favorisant la fracture de tête en céramique d'alumine sont connus : le surpoids, l'activité physique importante, la technique d'impaction de la tête et la présence de corps étranger entre le cône morse et la tête (contact non homogène entre la tête et le cône morse qui conduit à des pics de charge).

En ce qui concerne l'insert cotyloïdien, le taux de rupture observé in vivo est faible. Dans la série de l'hôpital Cochin 7 cas ont été observés. La rupture était généralement précoce (entre 3 et 10 mois) et plus fréquente avec les inserts de petite taille (taille 50 et 52 mm). Sur 7 inserts cotyloïdiens repris pour fracture, 2 ont présenté une nouvelle rupture. Un défaut de couverture de l'insert par la cupule métallique a été incriminée, le col fémoral prothétique venait au contact de l'insert en céramique (20).

1.7. CERAMIQUE DE ZIRCON

La céramique de zircon 3Y-TZP (*3% Yttrium - Tetragonal Zirconia Polycrystal*) a été standardisée en 1997 (ISO 13356). La céramique est élaborée à partir d'une poudre d'oxyde de zirconium mélangée avec 3% d'oxyde d'yttrium (agent stabilisant), la taille des grains est de 0.2 µm.

La céramique de zircon a été introduite en 1985 pour diminuer le risque de fracture des têtes fémorales de petit diamètre en céramique d'alumine. Le but était de proposer des têtes fémorales en diamètre 22.2mm. Plus de 50000 implants ont été posés dans le monde.(21)

Elle a été produite par une dizaine de fabricants, commercialisée notamment sous les appellations Prozyr™ (SGCA Desmarquest) ou ZioloX™ (CeramTec).

La céramique de zircon peut se présenter sous trois phases, la phase monoclinique qui se transforme en phase tétragonale (ou quadratique) à partir de 1100°, qui elle-même se transforme en phase cubique au-delà de 2370°. La phase tétragonale est la plus résistante sur le plan mécanique mais est métastable à température ambiante, car elle peut se évoluer vers une phase monoclinique en fonction des conditions hygrométriques et de pression (transformation martensitique).

Au sein de la céramique de zircon pure la transformation de la phase tétragonale vers la phase monoclinique s'accompagne d'une expansion volumique de 3% (qui peut expliquer l'usure prématurée du polyéthylène par augmentation du coefficient de friction de la tête fémorale) (22).

La ténacité de la zircone vient du phénomène de renforcement par transformation de phase en fond de fissure : l'énergie apportée par la fissure va provoquer une transformation de la phase tétragonale vers la phase monoclinique, l'expansion volumique va s'opposer à la force de séparation de la fissure jusqu'à un point de rupture. (Figure 18)

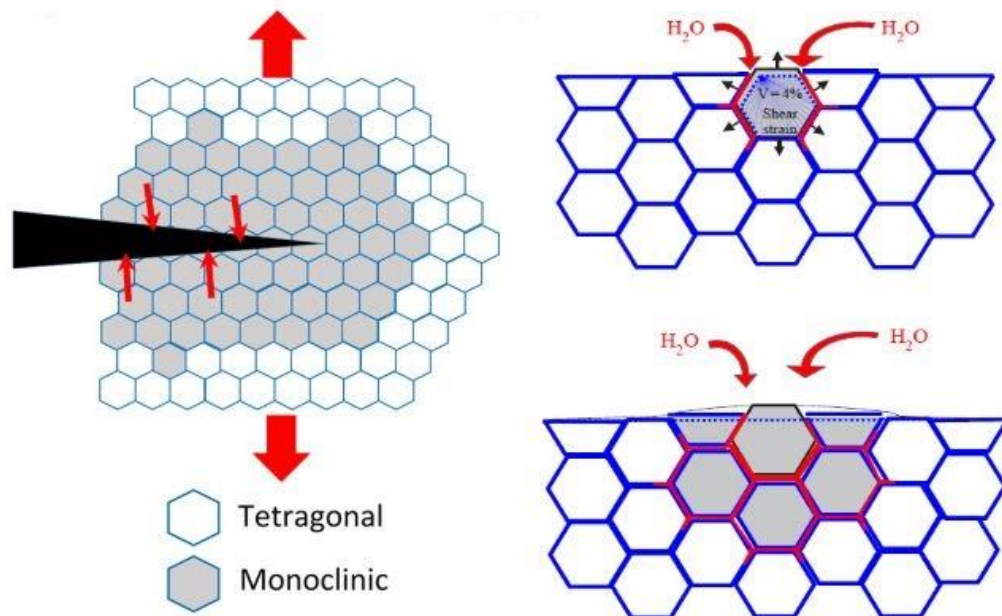


FIGURE 18 : : EFFET DE RENFORCEMENT PAR TRANSFORMATION DE PHASE

Sous la contrainte d'une fissure, la zircone subit une transformation t-m, l'augmentation de volume de 3 à 4% exerce une force contraire à celle de la fissure. L'espace créé par l'extension volumique auto entretient la transformation et augmente la rugosité de surface. Ce mécanisme est valable pour la zircone pure, non pour la céramique composite abordée ci-après.

Malgré les bons résultats des tests in vivo il a été observé un important taux d'échec par descellement des arthroplasties associant tête fémorale en zircone et cupule en polyéthylène. Dans une étude publiée en 2002, Norton retrouve un taux d'échec de 67.6% à 5 ans par descellement et ostéolyse. Une étude de 2003 de Wroblewski et al décrit un taux d'usure linéaire de 0.22 mm / an.(23,24)

En 2001, un évènement négatif majeur a précipité l'arrêt de la mise en place des têtes fémorales en zircone : environ 400 prothèses en zircone provenant de 2 lots de têtes Prozyr® (Saint Gobain Céramiques Avancées Desmarquest) ont cassé in vivo moins de deux ans après leur implantation. (ANSM 16/08/2001)

Ceci a été expliqué par la modification du procédé de fabrication des têtes en 1998 : le frittage des têtes initialement réalisé dans un four batch (cuisson par lots dans un four fermé) a alors été réalisé dans un four tunnel (meilleur rendement). Le cycle thermique de frittage s'en est trouvé modifié, la céramique obtenue n'était pas suffisamment dense.

Les premières têtes étaient frittées dans un four batch au gaz, avec une montée en température régulière jusqu'à 1500°C en un peu plus de 25 heures puis un refroidissement jusqu'à température ambiante en un peu plus de 40 heures. Les dernières têtes ont été frittées dans un four tunnel, selon une séquence différente, montée à 500°C en 15 h puis montée rapide jusqu'à 1450°C en 13h, palier de 15h à 1450°C puis refroidissement d'environ 15h. La durée de production était de 45 heures contre 70, avec une production en continu. Après l'étape de frittage la densification des têtes était obtenue par pressage isostatique à chaud (2000 bars à 1450°C), puis les têtes étaient blanchies, polies, usinées au niveau du cône morse, marquées au laser puis stérilisées (25). (Figure 19)

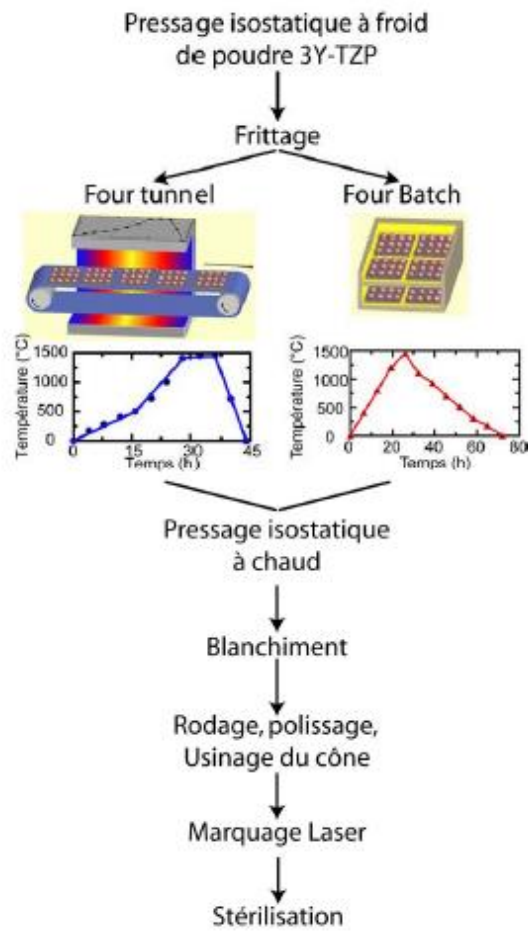


FIGURE 19 : DIFFERENTS PROCEDES DE FABRICATION DES TETES PROZYR™, D'APRES MASONIS ET AL, TIRE DE GREMILLARD L : CERAMICS, FROM MONOLITCS TO COMPOSITS (26)

L'inconvénient de la cuisson au four tunnel est l'apparition d'une inhomogénéité de densité des têtes, qui sont très denses en surface mais plus poreuses à cœur. Après l'usinage du cône morse la partie poreuse se trouve exposée à l'humidité et le vieillissement de la tête est accéléré jusqu'à la rupture (qui survient entre 17 et 24 mois suivant l'intervention).

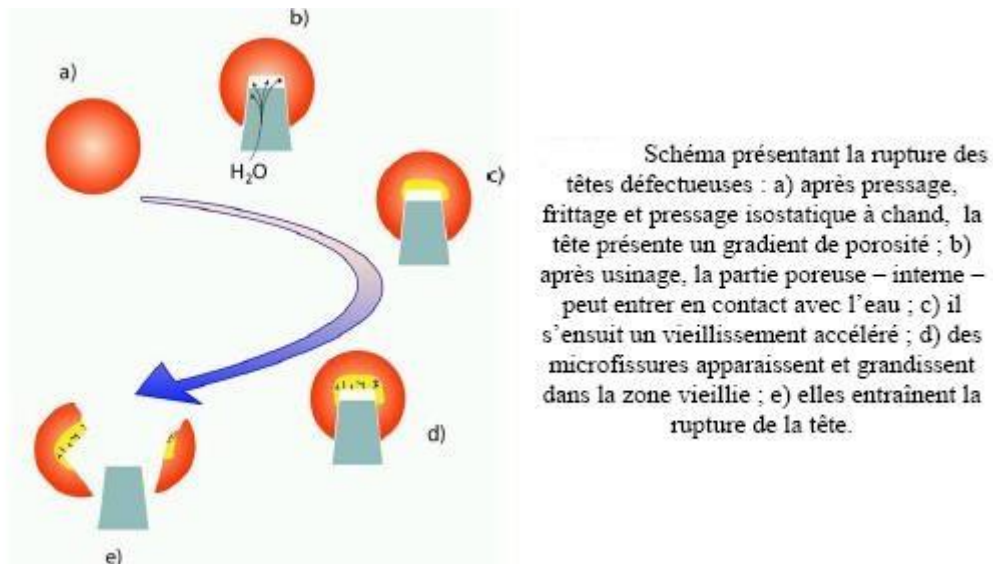


FIGURE 20 : MECANISME DE RUPTURE DES TETES DEFECTUEUSES, D'APRES GREMILLARD L : CERAMICS FROM MONOLITHS TO COMPOSITS (26)

Enfin il est à noter que la bonne résistance mécanique à la rupture de la céramique de zircon était connue dans l'industrie (utilisée comme pivot de machines à cintrer les tubes métalliques), mais n'était pas utilisée dans un couple de frottement avant son apparition en orthopédie.

1.8. CERAMIQUE DE TROISIEME GENERATION

Apparue en 1994, normé ISO 6474, il s'agit d'une céramique d'alumine dont le calibre des grains a été diminué à 1.8 μm , avec une pureté améliorée et hautement compressée (hot isostatic pressed : HIP). Elle est commercialisée sous l'appellation BIOLOX FORTE® par la compagnie CeramTec.

1.9. CERAMIQUE DE QUATRIEME GENERATION

Apparue en 2000, cette céramique est un mélange de grains de céramique d'alumine et de céramique de zircon. Le but est de combiner les avantages théoriques de la céramique d'alumine (stabilité) et de la céramique de zircon (résistance à la charge double de celle de la céramique d'alumine). Elle est standardisée ISO 6774-2 et commercialisée sous l'appellation BIOLOX DELTA®.

Le mélange réalisé comprend 82% d'alumine (75% de la masse, taille des grains 0.54 μm), 17% de zircone (24% de la masse, taille des grains 0.27 μm), 0.5% d'oxyde de chrome et 0.5% de cristaux de strontium.

La transformation de phase de la zircone au sein de la matrice d'alumine permet de combler les espaces et limite la propagation des fissures. Les cristaux d'oxyde de strontium de grande taille et de forme allongée permettraient également de bloquer la propagation des fissures (plus grande force nécessaire pour « contourner » le grain).

On estime que la résistance à la fissuration est due à 90% à la transformation de phase de la zircone au sein de la matrice d'alumine et à 10% aux cristaux d'oxyde de strontium. Au sein de la céramique composite il n'y a pas de propagation du phénomène de transformation de phase comme dans la zircone pure car les grains sont contenus dans une matrice de grains d'alumine.

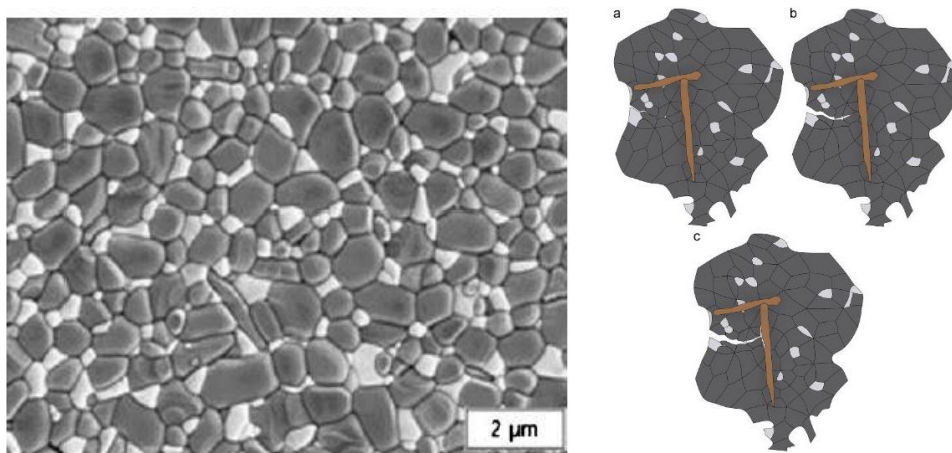


FIGURE 21 : MODELE DE PROPAGATION DE FISSURE DANS UNE CERAMIQUE COMPOSITE

La propagation est contrôlée par renforcement grâce à la zircone (a), si cela est insuffisant (b), la propagation est stoppée par les larges cristaux de strontium (c), d'après *CeramTec*.

Les têtes céramiques et inserts ont été autorisés en 2000 en France pour les diamètres 28 et 32 mm, seules les têtes ont été autorisées aux Etats Unis. Les têtes en diamètre 36 mm ont été autorisées en 2006 (couplées au un insert en polyéthylène aux Etats Unis). Les

inserts en céramique Delta sont autorisés aux Etats Unis depuis 2012 pour les diamètres 28 mm et 2013 pour les diamètres 36mm.

La transformation de phase (tétragonale à monoclinique) de la zircone au sein de la céramique BioloX Delta® demeure un sujet de débat. Certaines études ne retrouvent pas de transformation de phase après exposition à la vapeur d'eau (27,28), tandis que d'autres études en conditions de vieillissement accéléré in vitro retrouvent une transformation de phase (29,30). Il n'y avait pas de diminution des valeurs de résistance mécanique et pas de perte des propriétés de surface. Les études spectrométriques mesurent le taux de zircone monoclinique en surface et ne permettent pas de mesurer au cœur de la tête. Du fait des procédés de fabrication (notamment le polissage à la poudre de diamant qui provoque un échauffement à plusieurs centaines de degrés) la zircone en surface se trouve en phase monoclinique, cela n'est pas le cas au cœur de la tête (32,33).

Afin de diminuer la transformation de phase de la zircone au sein de la matrice en alumine la taille des grains doit être comprise entre 0.1 et 0.8 μm . La taille est mieux maîtrisée si le mélange des poudres est fait en milieux aqueux.

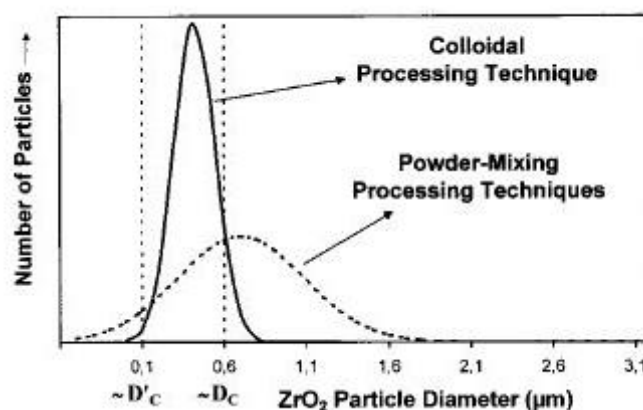


FIGURE 22 : REPARTITION DES PARTICULES SELON LA TECHNIQUE DE MELANGE

Il a été observé un phénomène de transfert métallique sur les explants de prothèses totales de hanche utilisant un couple céramique-polyéthylène ou céramique-céramique. Le transfert se ferait de la périphérie de la tête vers l'apex. Sur l'analyse de 27 têtes explantées dans les

deux premières années (7 révisions pour instabilité, 6 pour descellement, 4 pour fracture péri prothétique), Elpers et al. ont observé 95.6% de transfert métallique au niveau de l'équateur et 100% sous l'équateur et dans la partie femelle du cône morse. La rugosité était significativement plus élevée sur les têtes explantées que sur une tête contrôle ($R_a = 35.4\text{nm}$ à l'équateur versus 23.6nm soit environ 30%) mais également deux fois importante au niveau des zones de transfert métallique (74.5nm). Il n'y avait pas plus de transformation de phase de la zircone au niveau des zones de transfert métallique.

Les auteurs suggèrent que le transfert de métal se fait en peropératoire en cas de contact de la tête avec la cupule lors des manœuvres de réduction, ou lors d'épisodes de luxation - subluxation. Le taux de transfert métallique est élevé dans la population de cette étude (reprises pour instabilité). Le taux de transfert métallique dans les arthroplasties en fonctionnement normal n'est pas connu.

1.10. CONTROLE QUALITE, MATERIOVIGILANCE

De nombreux contrôles sont réalisés avant la mise sur le marché des implants en céramique.

Des normes nationales (AFNOR en France, FDA et ATSM aux Etats Unis) et internationales (ISO) ont été établies pour définir la qualité et la résistance mécanique minimale des implants.

Par exemple, les normes FDA pour une tête en alumine sont une pureté de 99.7%, une densité de 3.94 g/cm^3 , une taille de grains inférieure à $5\text{ }\mu\text{m}$, un indice de rugosité $Ra < 0.2\text{ }\mu\text{m}$, une déviation de sphéricité $< 5\text{ }\mu\text{m}$ et une déviation de rectitude du cône $< 3\text{ }\mu\text{m}$.

Les normes ISO 7206-1 suggèrent une résistance à la rupture minimale de 46 kN pour la tête et l'insert, et aucune rupture inférieure à 20 kN. Ces tests en rupture sont effectués sur des échantillons d'implants choisis au hasard dans un lot de fabrication.

La société CeramTec a mis au point un test de compression statique non destructeur, qui teste toutes les pièces d'un lot de fabrication (*proof testing*), ce qui d'après le fabricant, aurait permis de diviser par trois le taux de fracture (34).

La qualité d'une céramique dépend de la qualité, de la pureté et du diamètre des grains d'alumine mais également de la précision des procédés de fabrication (température maximale atteinte, durée des paliers).

La FDA a classé depuis 1989 les têtes en alumine et en zircone en Class II (simple dossier 510K), en revanche les inserts en céramique sont en Class III (nécessité de réaliser une procédure appelée *investigational device exception*, d'une durée d'environ 2 ans, avec un coût estimé pour le fabricant de 5 millions de dollars). Les têtes en céramique Delta ont reçu l'agrément FDA en 2000 (28 et 32 mm) et 2006 (36 mm). Les inserts en alumine ont reçu l'agrément FDA en 2003 (soit 33 ans après la première pose en France). Les inserts en alumine Delta ont reçu l'agrément FDA en 2012 (28mm) et 2013 (36mm).

1.11. CINEMATIQUE DE L'ARTHROPLASTIE DE HANCHE

Le but de l'arthroplastie de hanche est de restaurer l'indolence et la fonction. Pour cela il faut redonner à l'articulation un secteur de mobilité satisfaisant, sans conflit entre les pièces prothétiques et sans risque de luxation.

L'amplitude de flexion maximale d'une articulation coxo-fémorale normale est d'environ 90°. La mobilité globale de la hanche peut atteindre 135° lorsque la charnière lombo sacrée se mobilise.

L'amplitude maximale d'une prothèse de hanche dépend du dessin des implants (dessin de la cupule, dessin du col fémoral) et du diamètre de la tête fémorale prothétique.

Avec une tête en diamètre 28 mm, le débattement articulaire théorique est de 129° (il dépend également du design du col prothétique), tandis qu'avec des têtes de 36 et 40 mm il atteint 136° et 152° respectivement. En l'absence d'erreur de positionnement de la cupule, le débattement est donc suffisant dès 32mm de diamètre céphalique.

L'augmentation de taille des têtes participe également à la stabilité, en évitant les conflits par « effet came » et en augmentant la distance AB décrite par Massé et Wagner (distance entre l'apex de la cupule et la périphérie) :

$$AB = R\sqrt{2(1 - \cos \psi)}$$

où R est le rayon de la tête et ψ l'angle d'inclinaison de la cupule). Cette distance est aussi appelée *jump distance* dans la littérature. (Figure 23)

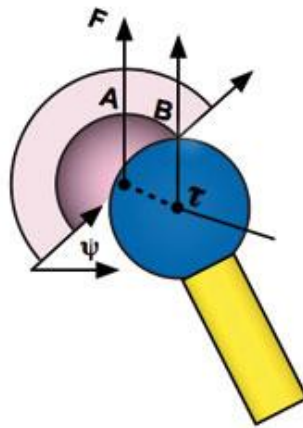


FIGURE 23 : ILLUSTRATION DE LA DISTANCE AB OU *JUMP DISTANCE*

Le bénéfice clinique de l'utilisation des têtes de diamètre supérieur à 36 mm sur la stabilité n'a pas été démontré dans la littérature. Une étude de Lombardi et al. (35) retrouvait un taux de luxations de 0.05% avec des têtes de diamètre supérieur à 36 mm versus 0.8% pour des diamètres inférieurs, cependant il s'agissait d'un couple métal-métal posé par voie d'abord antérieure.

Cette technique a ses inconvénients : l'incidence de syndrome d'irritation du psoas au contact d'implants plus volumineux pourrait être augmentée, et le risque de contact appuyé en per opératoire pourrait être plus grand du fait de l'encombrement et de la réduction plus difficile (36–39).

Enfin le bénéfice de l'utilisation de têtes de diamètre supérieur à 36mm n'est pas certain car les têtes et inserts en céramique de CeramTec® en diamètre 28 et 32 mm ont un *inset* de 1 mm, celles de 36 mm ont un *offset* à 0 mm et celles de 40 mm ont un *offset* de 2 mm (40).

Par conséquent un couple tête/insert de diamètre 36mm et 40 mm ont la même jump distance. (Figure 24)

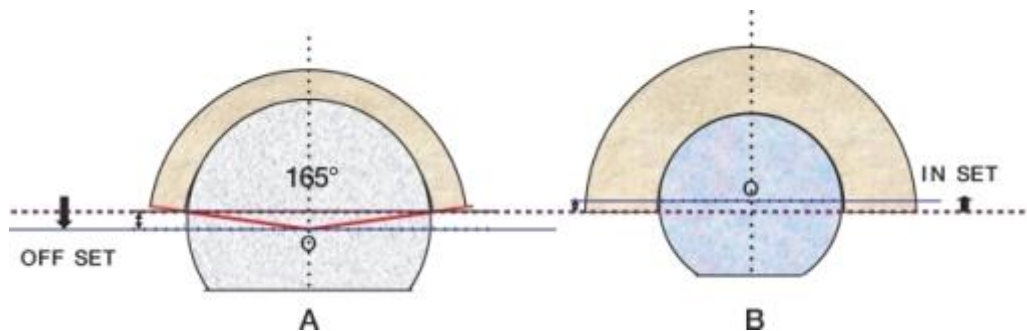


FIGURE 24 : CONSEQUENCES DE L'OFFSET SUR LA STABILITE

Avec une tête de 40 mm (A) le rayon $R=20$ mm or avec l'offset de 2 mm le rayon équivalent revient à 18 mm (identique à celui d'une tête de 36mm). Les têtes de 32 mm (B) ont un inset de 1 mm pour améliorer la stabilité. D'après (41)

Par ailleurs l'offset positif entre le centre de rotation de la cupule et le centre de rotation de la tête diminue la *jump distance* (surtout si la cupule est verticale). Cela pourrait augmenter les contraintes par microséparation à la marche (*edge loading*) dont on sait qu'elles augmentent très significativement l'usure (42).

1.12. TECHNIQUE D'IMPLANTATION DES PROTHESES DE HANCHE EN CERAMIQUE

1.12.1. LA FIXATION SANS CIMENT

La fixation sans ciment est développée depuis les années 1970. Elle repose sur deux principes : la fixation primaire (mécanique) et la fixation secondaire (biologique, plus durable).

La fixation primaire dépend du dessin de l'implant. C'est celle obtenue immédiatement après la mise en place de l'implant.

Au niveau de la cupule, la fixation peut se faire par effet *press fit* (impaction dans la cavité acétabulaire préalablement fraisée), celui-ci peut être renforcée par un vissage complémentaire (si l'os est scléreux) ou par la présence d'ergots sur la surface de l'implant.

Plus rarement, en fonction du dessin de l'implant, la fixation peut également être obtenue par *vissage* dans la cavité acétabulaire.

La fixation primaire fémorale, peut être obtenue avec deux types de tiges : les tiges *autobloquantes*, droites, de section rectangulaire avec remplissage métaphysaire et diaphysaire, parfois dotées d'une collerette et les tiges *anatomiques*, de section ovoïde avec un remplissage plutôt métaphysaire.

La fixation secondaire, dite biologique est acquise par une repousse osseuse au contact de l'implant qui définit l'ostéointégration et qui garantit la stabilité à long terme.

La repousse osseuse peut être obtenue par effet *mécanique*, du fait de l'état de surface de l'implant : microreliefs (10 µm) ou structures microporeuses (100 à 1000 µm). Une des évolutions majeures apparue dans les années 1990 est l'ajout d'un revêtement *bioactif* (155 microns d'hydroxyapatite déposée par torche à plasma dans le cas de la tige Corail®) qui stimule la repousse osseuse au contact de l'implant.

1.12.2. COMPATIBILITE DES IMPLANTS

La fixation des têtes en céramique sur la tige fémorale se fait sur une bande de contact très étroite, dont la surface dépend du diamètre et de l'inclinaison du cône morse. Il faut donc toujours utiliser une tête compatible avec la tige. Malgré le projet de réalisation d'un standard européen dans les années 1990 (EuroTaper, document ISO/TC150/Sc4N117) il n'existe pas de système de fixation 12/14 standard mais plusieurs formats de cônes morse 12/14. Les variations se font sur le diamètre, la pente ou la présence d'un chanfrein. Dans le cas de la tige Corail® utilisée pour ce travail le diamètre est 12/14 avec une pente de 5°43'.

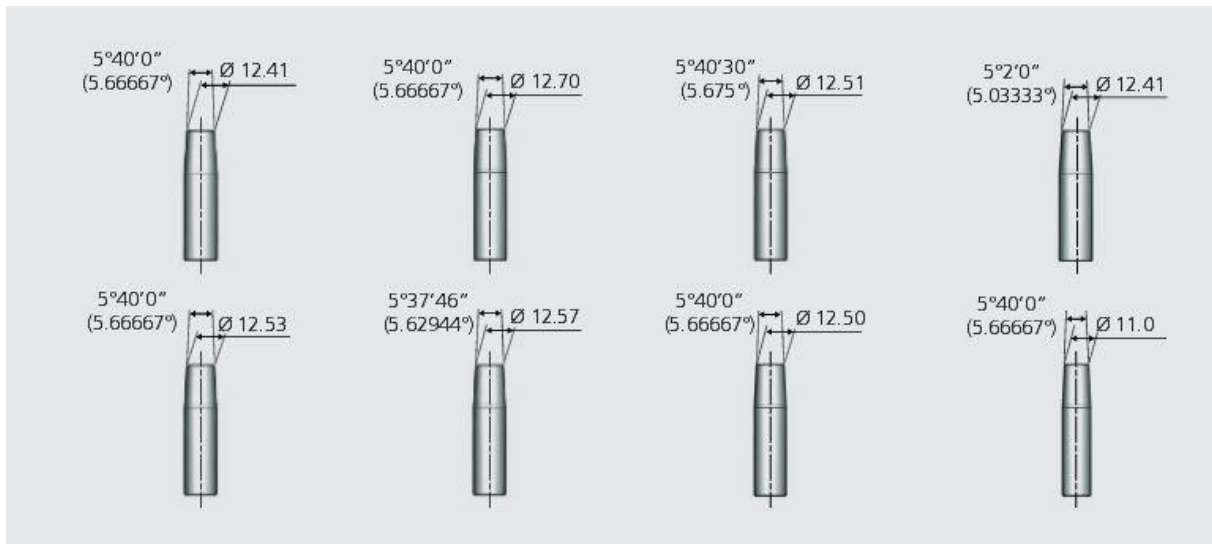


FIGURE 25 : DIFFERENTS TYPES DE CONES 12/14 (DOCUMENT CERAMTEC)

Pour la cupule il existe également plusieurs formes d'emmanchement conique, en fonction de l'inclinaison et de la profondeur de la zone de contact. Un angle fermé (10° comme dans la cupule Pinnacle) rend l'insertion délicate mais favorise la tenue de l'insert dans la cupule tandis qu'un angle ouvert (19° en moyenne sur la plupart des cupules commercialisées) facilite la mise en place de l'insert mais diminue la tenue de l'insert dans cupule.

1.12.3. MISE EN PLACE DE LA TETE

La tête est impactée en per opératoire. L'impaction doit permettre une liaison solide, fiable et durable entre les deux composants. Il est important de laisser en place une protection sur le cône morse de la tige jusqu'au dernier moment afin d'éviter d'enrayer la surface ce qui pourrait aboutir à des zones de pic de contraintes.

La surface du cône doit être la plus propre et la plus sèche possible, sans interposition de sang, d'eau ou de graisse. La tête sera mise en place dans l'axe du col, avec un mouvement de rotation en fin de geste afin de bien la centrer. L'impaction doit se faire à l'aide de l'instrument dédié, strictement dans l'axe du col sous peine d'aboutir à une impaction excentrée (dite de type II) qui expose au risque de rupture de tête. Un seul coup est suffisant, même si plusieurs coups sont autorisés. La force à appliquer est de 2 à 6 kN (correspond à un coup de marteau assez ferme).

La réduction doit se faire sans contact entre la tête et une surface métallique (écarteur, rebord de la cupule...) au risque de provoquer un transfert de particules métalliques qui augmentent la rugosité de surface.

1.12.4. MISE EN PLACE DE L'INSERT

Dans un premier temps il faut apprécier la qualité osseuse et la qualité du fraisage à l'aide de la cupule d'essai. Il faut éviter d'avoir une tenue strictement équatoriale de la cupule : au moment de l'impaction de la cupule définitive celle-ci risquerait de se déformer ce qui exposerait à une fracture de l'insert par pic de contrainte localisé.

La cupule doit être positionnée dans la zone de sécurité décrite par Lewinnek (43) ($15^\circ \pm 10^\circ$ d'antéversion, $40^\circ \pm 10^\circ$ d'inclinaison), pour éviter toute instabilité et tout contact entre le col et l'insert.

Les ostéophytes doivent être enlevés pour éviter les subluxations par effet came. Un insert d'essai est mis en place dans la cupule. Des essais de longueur et de stabilité sont alors réalisés

Si les essais sont satisfaisants, l'insert d'essai est enlevé puis le bouchon obturateur est mis en place au fond de la cupule. Une compresse est laissée au fond de la cupule puis retirée avant la mise en place de l'insert.

L'insert doit être mis en place dans une cupule parfaitement propre et sèche. Ce temps demande la plus grande vigilance. Une fois l'insert dans l'axe de cupule celui-ci peut être poussé au fond.

Le bon centrage est vérifié avant et après impaction. L'impaction est réalisée strictement dans l'axe. La force nécessaire est la même que pour la tête, de 2 à 6kN, deux à quatre impacts peuvent être réalisés.



FIGURE 26 : VERIFICATION DU BON POSITIONNEMENT, IMPACTION DANS L'AXE DE L'INSERT

Des systèmes de centrage de l'insert sont disponibles, leur encombrement rend leur utilisation parfois difficile.



FIGURE 27 : ANCILLAIRE DE CENTRAGE

1.13. REPRISE DES PROTHESES TOTALES DE HANCHE A COUPLE CERAMIQUE-CERAMIQUE

Les causes de reprises des prothèses totales de hanche à couple céramique-céramique ne sont pas les mêmes que celles des prothèses utilisant le polyéthylène ou métal-métal.

Les principales causes sont l'instabilité, les conflits, les fractures d'implants et le bruit.

1.13.1. ABLATION DES IMPLANTS

L'ablation d'une tête en céramique ne pose généralement pas de problème particulier, il faut être vigilant à ne pas endommager le col morse dans les cas où l'implantation d'une

nouvelle tête céramique est envisagée. Il existe des ancillaires d'extraction qui permettent d'éviter de frapper la tête avec un chasse greffon.

L'ablation de l'insert nécessite au préalable de bien libérer toutes les parties molles qui entourent la cupule afin de bien dégager l'insert. Il faut ensuite provoquer une vibration de l'insert par rapport au *metal back* en frappant le pourtour de la cupule avec un chasse greffon fin. Une fois l'insert désolidarisé on peut l'extraire avec une pince fine ou une ventouse. Certains cas cliniques rapportent des situations très délicates d'extraction d'inserts cassés (44). Des systèmes d'impaction calibrée sont en cours de développement pour faciliter l'extraction de l'insert.

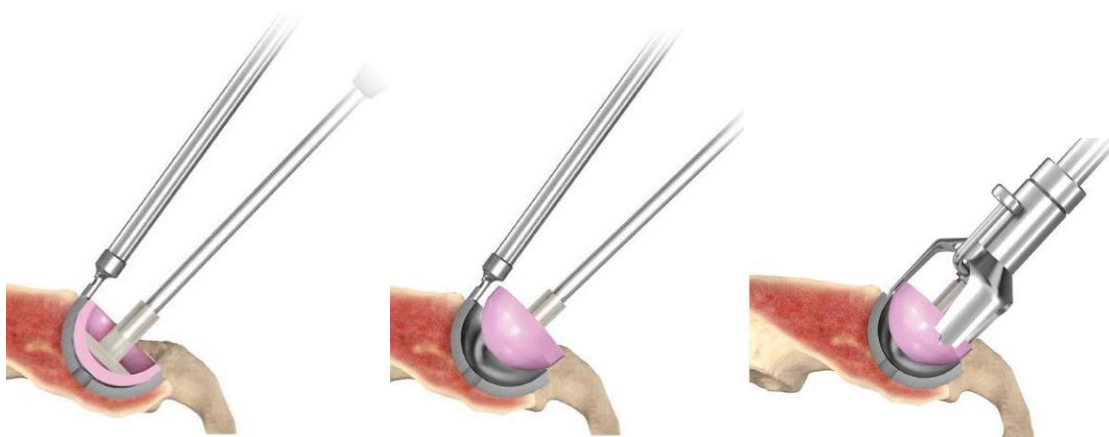


FIGURE 28 : TECHNIQUE D'EXTRACTION CLASSIQUE PAR IMPACTION, A DROITE EXTRACTION AVEC L'ANCILLAIRE SPECIFIQUE

1.13.2. INSPECTION DU CONE MORSE

Si l'implantation d'une nouvelle tête en céramique est envisagée, le cône morse doit être soigneusement inspecté car toute irrégularité entraînera une mauvaise impaction de la tête avec un risque de fracture par hyper appui localisé. Plusieurs études rapportent la survenue de fractures de têtes céramique impactées sur des cônes déjà matées (45–48). Au contraire Hannouche et al n'observaient pas de fracture sur 61 têtes implantées sur des tiges qui ne présentaient pas de défauts majeurs (49).

Il existe des classifications qui permettent de décrire précisément l'état du cône morse, malheureusement il n'existe pas de consensus pour l'utilisation d'une classification (50,51).



FIGURE 29 : EXEMPLE DE CLASSIFICATION DE L'ETAT DU CONE MORSE

En cas de dommage important du cône morse il faut envisager 3 solutions :

- La révision bipolaire avec la morbidité liée à l'extraction d'une tige bien fixée. Certaines équipes recommandent le changement systématique de la tige (46).
- La mise en place d'un couple de frottement métal-PE. Dans ce cas il faut privilégier une tête en Chrome-Cobalt moins sensible à l'usure qu'une tête en acier inox (usure à trois corps par les débris de céramique) (47,52-54).
- La mise en place d'une tête céramique de reprise avec manchon métallique. La littérature est pauvre sur la survie à long terme de ce type d'implant. Une étude retrouve de bons résultats à 5.7 ans avec une survie de 100% sur 53 implants (55,56).

1.13.3. CAS DES FRACTURES D'IMPLANT

Toute fracture d'implant doit être déclarée en matériovigilance.

Lorsque l'intervention a lieu en urgence il n'y a généralement pas de dégâts importants au niveau des pièces métalliques de la prothèse et un simple changement des composants en céramique est souvent possible.

En revanche, certaines ruptures d'implants sont vues tardivement. Dans ce cas les pièces métalliques (cône morse surtout en cas de rupture de tête) présentent généralement des lésions trop importantes, il faut dans ce cas remplacer la tige.

Il est recommandé de réaliser une synovectomie afin d'extraire tous les débris de céramique et de réimplanter un couple céramique-céramique si le patient est jeune ou un couple métal-PE (en privilégiant une tête en chrome-cobalt) dans les autres cas (57).

Des tests in vitro ont montré une bonne résistance à l'usure d'un couple céramique Delta-UHMWPE en présence de débris macroscopiques de céramique, il apparaît que les débris sont inclus dans le polyéthylène. En revanche il apparaît qu'une tête en acier s'use de façon très importante avec un risque majeur de métallose.

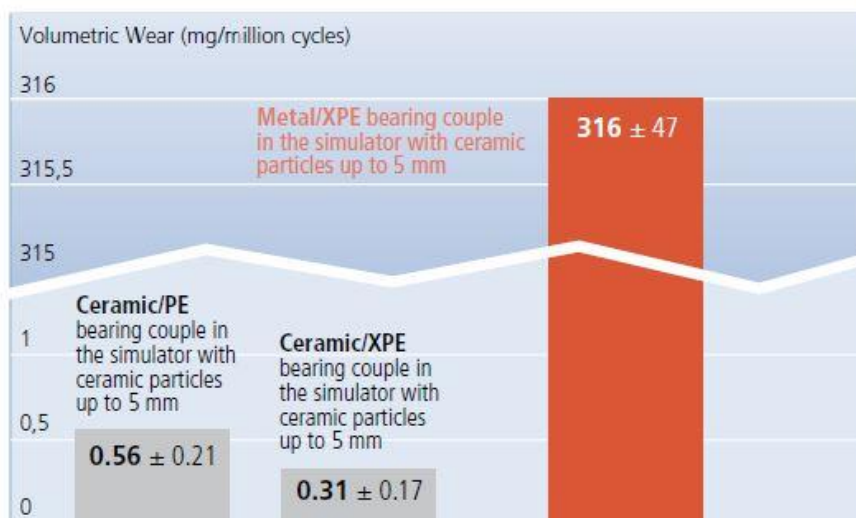


FIGURE 30 : TAUX D'USURE EN PRESENCE DE DEBRIS DE CERAMIQUE. (DOCUMENT CERAMTEC)



FIGURE 31 : USURE MAJEURE D'UNE TETE INOX MISE EN PLACE POUR REVISION D'UNE FRACTURE D'INSERT CERAMIQUE, D'APRES ALLAIN ET AL.(58)

1.14. AU TOTAL

La connaissance du comportement in vitro et in vivo, la compréhension d'erreurs techniques passées, la meilleure maîtrise des procédés industriels et l'amélioration des techniques de pose ont contribué à la production de céramiques composites dont on espère que la survie sera la plus longue possible.

Enfin il est à noter que le nombre de pose d'implants en céramique est en croissance et représente aujourd'hui 90% en Corée du Sud, 30% en France et 5% aux Etats Unis. Depuis 1971, 11 millions de composants Biolo^x, Biolo^x Forte[®] et Biolo^x Delta[®] ont été posés (CeramTec). La majorité a été posée dans les années 2000.

2. ETUDE

La céramique composite (céramique Delta) est apparue en 2000. Le but était d'améliorer les performances de la céramique d'alumine dont la fragilité pouvait être une limite. Concernant le nombre d'implants posés en France le ratio céramique d'alumine/céramique delta s'est inversé en 2008.

Les prothèses totales de hanche utilisant un couple céramique delta-céramique delta sont posées au centre hospitalier Lyon Sud depuis presque neuf ans.

L'objectif de cette étude est de rapporter les résultats fonctionnels, radiologiques et de survie à moyen terme des premiers patients ayant bénéficié d'une prothèse totale de hanche à couple de frottement céramique-céramique composite.

2.1. MATERIEL ET METHODES

2.1.1. TYPE D'ETUDE

Il s'agit d'une étude rétrospective, observationnelle, monocentrique et mono opérateur d'une série consécutive, continue de 160 patients opérés entre septembre 2006 à décembre 2008.

Tous les patients ont été opérés par le Professeur Fessy dans le service d'orthopédie du centre hospitalier Lyon Sud.

2.1.2. CRITERES DE JUGEMENT

Les critères de jugement étaient :

- La survie de l'implant au dernier recul (insert, tête, cupule, tige et survie globale).
- L'évaluation des scores usuels de hanche (Postel-Merle d'Aubigné, Oxford).
- L'analyse radiologique (scores de De Lee, Brooker, ARA).
- La présence de bruits (squeaking).
- La survenue de complications précoces et tardives

2.1.3. CRITERES D'INCLUSION ET D'EXCLUSION

Tous les patients opérés d'une arthroplastie de hanche de première intention, avec utilisation d'un couple de frottement en céramique BioloX Delta®, entre septembre 2006 et décembre 2008 étaient inclus dans l'étude.

Tous les patients recevaient le même implant fémoral et acétabulaire (Tige Corail® et Cupule Pinnacle®).

Il n'y avait donc pas de critère d'exclusion lié à l'âge.

Les reprises chirurgicales et les arthroplasties pour fractures du col du fémur ont été exclues de l'étude.

2.1.4. IMPLANTS CHIRURGICAUX

2.1.4.1. IMPLANT COTYLOÏDIEN PINNACLE®

L'implant étudié est la cupule Pinnacle®. Il s'agit de la troisième génération de cupules modulaires de la société Depuy™. L'autorisation de mise sur le marché a été donnée en 2000. Il s'agit d'une cupule en titane 6Al-4V (6% d'aluminium, 4% de vanadium, ASTM F620) à revêtement de surface en titane spray microbillé et revêtement hydroxyapatite (Gription®, épaisseur moyenne du revêtement 0.889 mm, taille des billes 300 microns, porosité 80% en surface, 63% en moyenne). Elle est disponible de la taille 48 à 66 mm.

La cupule Pinnacle Sector® est celle utilisée dans ce travail. Elle possède trois trous sur le quadrant supérieur en plus du trou situé à l'apex qui permettent la mise en place de vis de fixation supplémentaires si besoin (61,65). Le traitement de surface est réalisé avant polissage de la concavité (diminution de l'effet *backside wear* par micromobilité surtout pour un insert en polyéthylène).



FIGURE 32 : A GAUCHE CUPULES DURALOC ET PINNACLE, A DROITE CUPULE MODULAIRE PINNACLE

La cupule Pinnacle® est une hémisphère de 180° (66) avec un rebord de 2 mm entre le revêtement de surface et l'insert (Figure 33). L'insert est affleurant par rapport à la cupule (pour éviter les conflits avec le col fémoral et la céramique qui peuvent être à l'origine de fractures (*chipping fractures*)).

La fixation de l'insert se fait par impaction, à l'aide d'un système d'emmanchement conique incliné de 10° sur la périphérie de la cupule, la profondeur de la zone de contact est

d'environ 9mm. Des cas de désassemblage d'insert en polyéthylène (Insert Marathon®) ont été rapportés. A ce jour aucun désassemblage d'insert en céramique n'a été rapporté (67–70). Dans une étude réalisée en vue de la mise sur le marché des inserts en céramique BioloX Delta® aux Etats Unis, Hamilton et al. ont observé des difficultés de pose de l'insert dans 1.1% des cas (2/177) avec des fractures peropératoires de l'insert (71).

L'insert est dit autocentreur du fait de sa courbure, mais une fois le cône morse engagé il est difficile de corriger une erreur de centrage, une impaction sur un insert excentré expose à la rupture immédiate mais il existe des ruptures différées.

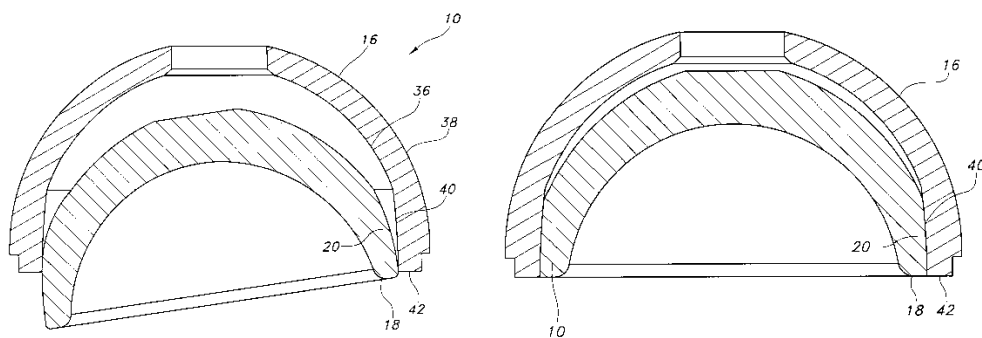


FIGURE 33 : INSERT AUTOCENTREUR, REBORD ENTRE LE REVETEMENT ET L'INSERT, ABSENCE DE DEBORD

La fixation par impaction circonférentielle de l'insert dans la cupule permet d'obtenir un ensemble insert-cupule étanche. Cela diminue le risque théorique de granulome par hyperpression liquidienne en arrière de l'insert (micromouvements de piston de l'insert par rapport au *metal back*).

L'épaisseur minimale de céramique est de 3.5mm. L'insert est disponible pour une gamme de taille allant de 48 à 70mm. Les têtes de diamètre 28mm sont utilisables dès 42mm, celles de 32mm dès 46mm et celles de 36mm dès 52mm.

Dans une étude de Squire et al. (72) sur 21 cupules Pinnacle® implantées il était retrouvé une déformation de la cupule dans 90.5% des cas. La déformation moyenne était de 0.16mm avec des valeurs extrêmes de 0 à 0.57 mm en fonction de la qualité osseuse.

La pose de la cupule se fait après fraisage taille pour taille : les fraises acétabulaires, les cupules d'essai et la cupule définitive sont du même diamètre.

L'ancillaire de pose est un manche vissé directement dans le plot central de la cupule, ce qui confère un ensemble très rigide et fiable. La précision de positionnement est optimale sans risque de déconnection cupule-porte cupule lors de l'insertion de l'implant ou de la correction d'un défaut initial de pose.

2.1.4.2. TIGE FEMORALE CORAIL®

La tige utilisée pour cette étude est la tige CORAIL® (Depuy™, Warsaw, CA). Il s'agit d'une tige en titane TiAl6V4 forgé apparue en 1986 inspirée de la tige autobloquante de Maurice Muller. Il s'agit d'une tige autobloquante droite, avec une section proximale quadrangulaire pour garantir une fixation métaphysaire, et une portion distale affinée et arrondie pour obtenir un gradient de rigidité vers la distalité et éviter un blocage intracanalair. La structure macroscopique comprend des stries horizontales et verticales pour augmenter la stabilité primaire, qui est également augmentée par la présence d'une collerette (optionnelle).

La tige est revêtue d'une couche de 150 µm d'hydroxyapatite pour favoriser l'ostéointégration, éviter la formation d'interfaces fibreuses entre l'os et l'implant, et limiter la libération d'ions métalliques. Le revêtement d'hydroxyapatite est déposé par projection plasma.

Le profil du col est ovoïde, affiné depuis 2004 sur les faces antérieure et postérieure, pour éviter les conflits avec le rebord de la cupule.

Le cône morse est de diamètre 12/14 mm (5°43'). Les stries sur le col sont matées lors de l'impaction de la tête en céramique, ce qui apporte un meilleur contact entre la tige et la tête donc une meilleure répartition des contraintes.

La tige est disponible en trois versions : une tige standard KA ou KS (avec ou sans collerette), une tige varisée KLA et une tige latéralisée KHO (désormais disponible avec collerette).

La gamme Corail® s'est élargie en 2015 avec l'arrivée d'une tige *Short Neck* afin de s'adapter au mieux à la morphologie des patients, la planification préopératoire était et demeure indispensable.

2.1.5. EPIDEMIOLOGIE

160 prothèses totales de hanche utilisant le couple céramique-céramique BIOLOX DELTA® ont été mises en place durant la période d'inclusion.

L'âge moyen lors de la mise en place de la prothèse totale de la hanche était de 57.1 ans, avec des valeurs extrêmes allant de 19.5 ans à 76.9 ans (DS = 10.6).

Le sexe ratio à l'inclusion était de 56 femmes (35%) et 104 hommes (65%).

L'indication opératoire était dominée par la coxarthrose primitive. Les indications sont décrites dans la figure 32.

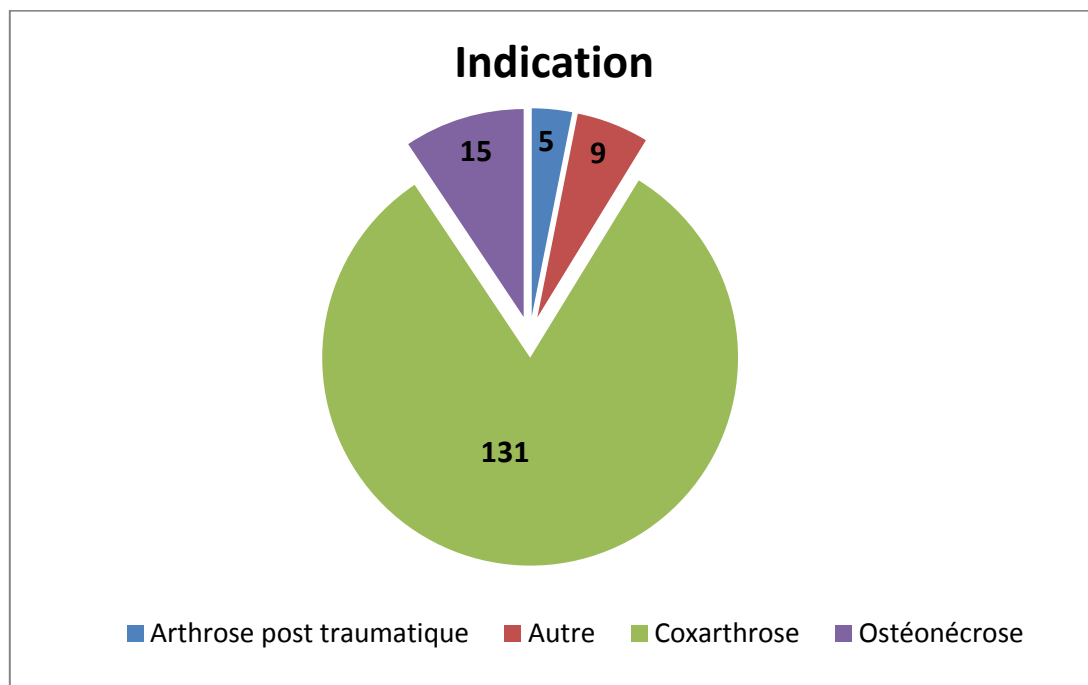


FIGURE 34 : INDICATIONS, REPARTITION PAR EFFECTIFS

101 patients étaient Charnley A (atteinte unilatérale), 59 étaient Charnley B (atteinte bilatérale), il n'y avait pas de patients Charnley C.

2.1.6. PATIENTS REVUS ET RECU MOYEN

153 patients ont été réévalués avec un recul jugé suffisant (minimum 5 ans).

91 patients avaient réalisé un suivi clinique et radiographique sur une durée minimale de 5 ans en consultation.

69 courriers ont été adressés avec une ordonnance de radiographie, 62 patients ont pu être recontactés par téléphone. 2 patients sont décédés de causes non imputables à la chirurgie, 5 ont été perdus de vue (non joignables malgré recherches dans l'annuaire, via le médecin traitant et non déclarés décédés à l'état civil).

Le délai moyen entre l'implantation et le dernier recul était de 74.3 mois [51 à 98].

2.1.7. EVALUATION

2.1.7.1. EVALUATION CLINIQUE PRE ET POST OPERATOIRE

Les données démographiques standard étaient enregistrées (âge, taille, poids, indice de masse corporel, étiologie).

L'évaluation fonctionnelle de la hanche était effectuée à l'aide du score de Postel-Merle d'Aubigné réalisé en pré opératoire et au dernier recul (73) .

Un score d'Oxford était également réalisé au dernier recul. Ce score a été validé en langue française et comporte 12 questions, il s'agit d'un questionnaire d'auto évaluation permettant de juger la satisfaction du patient vis-à-vis de sa prothèse. La notation est atypique car une note faible correspond au meilleur score qui va de 12 (excellent) à 60 (épouvantable) (74).

Les complications post opératoires précoces étaient enregistrées

Les patients étaient suivis en consultation à 4 mois, un an et 5 ans.

Les patients qui n'avaient pas réalisé le suivi à 5 ans étaient interrogés par téléphone, une ordonnance de radiographie leur était adressée par courrier.

La présence d'un bruit (squeaking) était systématiquement demandée au patient au cours du suivi. En cas de réponse positive les questions suivantes étaient posées :

- Le bruit était-il reproductible ? (oui/non)
- Quelle est sa fréquence ? (quotidien, hebdomadaire, parfois)
- De quel type de bruit s'agit-il ? (grincement, clic, claquement, broyage, autre)

- Le bruit était-il perçu par l'entourage ? (oui, non)
- Le bruit était-il associé à une douleur
- Dans quelles situations apparaissait-il ? (marche, escaliers, transfert assis-debout, sport)
- Echelle numérique verbale pour évaluer le retentissement du bruit sur la qualité de vie (0 à 10).

2.1.8. EVALUATION RADIOLOGIQUE

Le bilan radiographique pré et post opératoire comprenait un cliché de bassin de face à 115° et de la hanche opérée de profil.

Sur les clichés post opératoires l'inclinaison de la cupule par rapport à la ligne des « U » radiologiques et l'antéversion selon Pradhan étaient mesurées (75).

Les radiographies permettaient l'analyse dans le temps des liserés selon la classification topographique de Gruen pour le fémur et De Lee et Charnley pour le cotyle (76,77).

La présence d'un liseré supérieur à 2 mm et/ou évolutif, d'un épaissement des corticales du fémur traduisant un excès de contraintes (stress shielding) ou la migration des implants était enregistrés

2.1.8.1. ZONES DE GRUEN

Cette classification divise la partie proximale du fémur en 14 portions, 7 de face et 7 de profil.

De face les corticales sont divisées en 3 tiers, le grand trochanter correspond à la zone 1, la queue de tige à la zone 4 et le calcar représente la zone 7.

2.1.8.2. ZONES DE DE LEE ET CHARNLEY

L'os entourant la cupule est délimité en trois secteurs, deux lignes sont tracées à 60° et 120° du grand axe de la cupule de face.

2.1.8.3. ESTIMATION DE L'ANTEVERSION SELON PRADHAN

La technique la plus fiable pour mesurer l'antéversion de la cupule acétabulaire est le scanner, ceci n'était pas réalisable compte tenu du grand nombre de patients.

Pradhan a décrit une méthode d'estimation de l'antéversion de la cupule sur un cliché de face, il faut mesurer la longueur du grand axe, puis la distance entre le grand axe et le rebord de la cupule mesurée à une certaine distance du rebord supérieur (1/5 de la longueur du grand axe) (75). Une formule mathématique permet ensuite de calculer l'antéversion. Cette méthode permet une estimation l'antéversion sur un cliché de face.



$$\text{planar anteverision} = \text{arc of sin} \left(\frac{p}{0.4 D} \right)$$

FIGURE 35 : ESTIMATION DE L'ANTEVERSION SELON PRADHAN

2.1.8.4. SCORE ARA (AGORA ROENTGENOGRAPHY ASSESSEMENT)

Le but de ce score est d'analyser les modifications survenant entre les clichés post opératoire et au dernier recul sur des prothèses non cimentées (78).

Le score évalue 8 signes radiographiques péri prothétiques, la survenue d'un événement est pondérée en fonction de la localisation, de l'intensité et de l'évolution. Les résultats vont de Excellent (6 points) à Mauvais (0 - 1 point).

2.1.9. ANALYSE STATISTIQUE

L'analyse statistique a été réalisée à l'aide du logiciel XLSTAT 2014. Le seuil de significativité de 0.05 a été retenu.

Pour les variables quantitatives, nous avons vérifié la normalité de leur distribution, si la distribution obéissait à une loi Normale le test de Student était réalisé, si ce n'était pas le cas un test non paramétrique de Mann Whitney était utilisé.

Les variables qualitatives ont été introduites dans des tableaux de contingence, puis un test de χ^2 de Pearson était réalisé.

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

2.2. RESULTATS

2.2.1. DONNEES CHIRURGICALES

Tous les patients ont été opérés par voie postéro externe.

2.2.1.1. COMPLICATIONS PER OPERATOIRES :

Un refend accidentel du calcar s'est produit dans 2 cas. Celui-ci a été vu en per opératoire et n'a pas nécessité de cerclage dans les deux cas.

Il n'y a pas eu de complications lors de la mise en place de la tête fémorale en céramique.

Il n'y a pas eu de complications au niveau du cotyle, tant pour la mise en place de la cupule que pour celle de l'insert en céramique.

2.2.1.2. IMPLANTS POSES

2.2.1.2.1. TAILLE DES IMPLANTS COTYLOÏDIENS :

La taille des implants utilisés et leur nombre respectif sont décrits dans la figure ci-dessous.

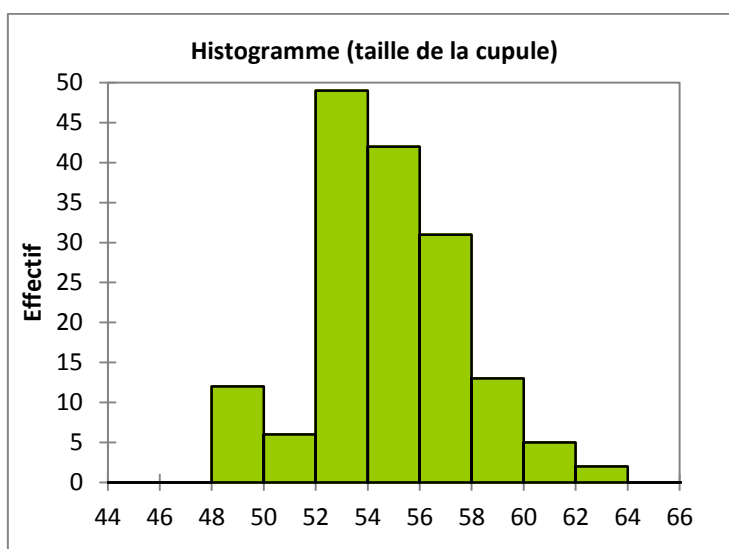


FIGURE 36 : REPARTITION PAR TAILLE DE CUPULE

Les tailles 52 à 56 représentent 64% des cupules posées, soit 122 patients sur 160.

2.2.1.2.2. TYPE DE TIGE FEMORALE.

Les effectifs par type de tige implantée sont décrits dans la figure ci-dessous.

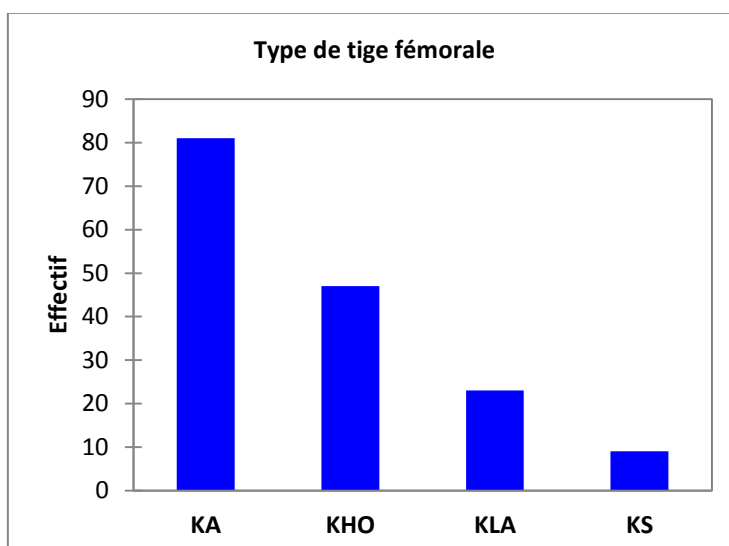


FIGURE 37 : REPARTITION PAR TYPE DE TIGE FEMORALE

2.2.1.2.3. TAILLE DE TIGE

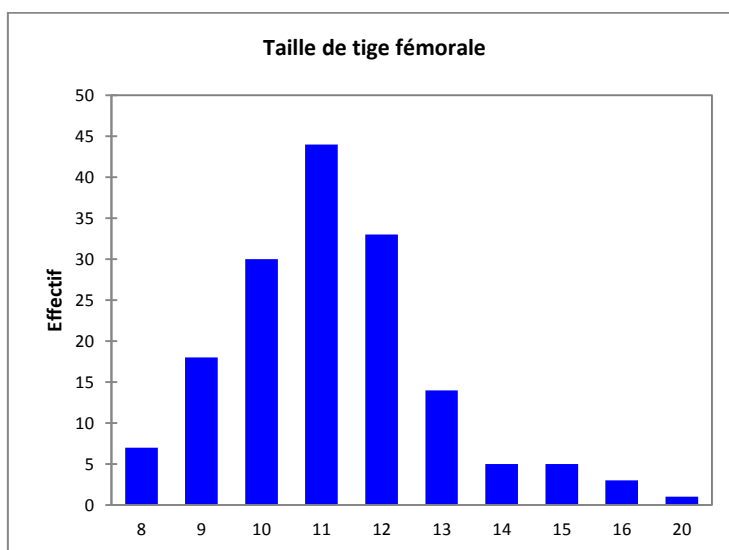


FIGURE 38 : REPARTITION PAR TAILLE DE TIGE

2.2.1.2.4. LONGUEUR DU COL FÉMORAL

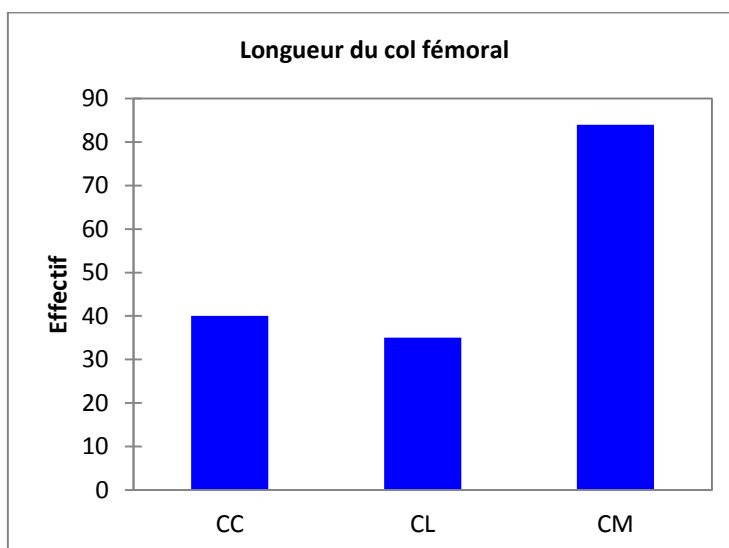


FIGURE 39 : REPARTITION PAR TAILLE DU COL

Un col moyen a été utilisé chez 84 patients.

2.2.1.2.5. DIAMETRE DE LA TETE FEMORALE

Le diamètre de tête fémorale utilisée est détaillé dans le tableau ci-dessous :

diamètre de tête	effectif
28 mm	2
32 mm	14
36 mm	144

TABEAU 4 : REPARTITION PAR DIAMETRE DE TETE

La majorité des têtes fémorales sont de diamètre 36 mm, elles furent implantées dès la taille 52 mm pour la cupule.

2.2.2. SCORES CLINIQUES

2.2.2.1. SCORE DE POSTEL MERLE D'AUBIGNE (PMA)

L'évaluation fonctionnelle selon le score de Postel Merle d'Aubigné était en moyenne de 12.7 (3 – 16, DS = 1.8) en préopératoire. Au dernier recul il était de 17.8 (14 – 18, DS = 0.4).

Le gain moyen était de 5.2 (4.9 – 5.5), avec une différence significative entre les scores pré et post opératoires ($p < 0.0001$).

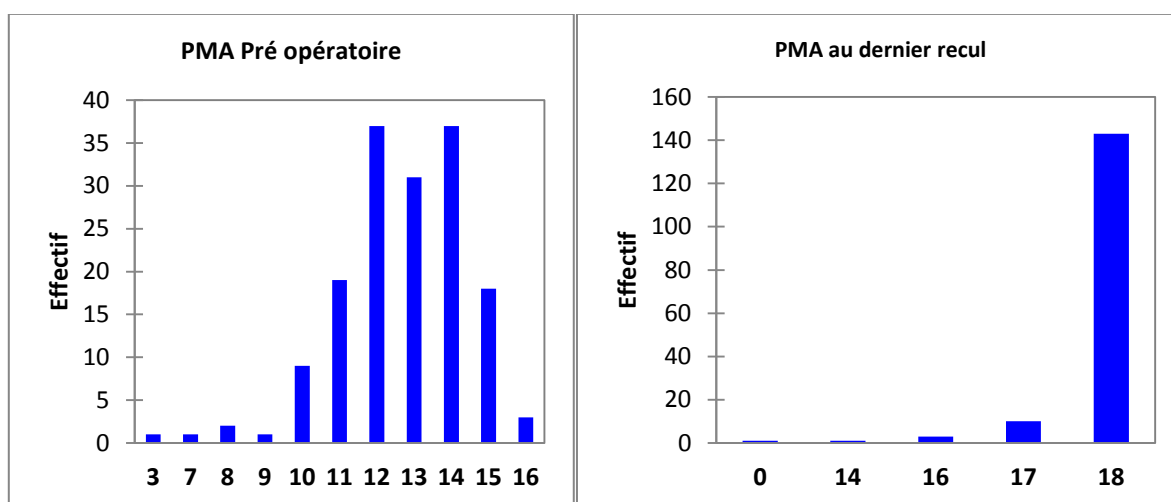


FIGURE 40 : SCORES PMA PREOPERATOIRE ET AU DERNIER RECUL

2.2.2.2. SCORE D'OXFORD

Le score d'Oxford au dernier recul était en moyenne de 47.1, avec des extrêmes allant de 31 à 48 (DS = 2.51).

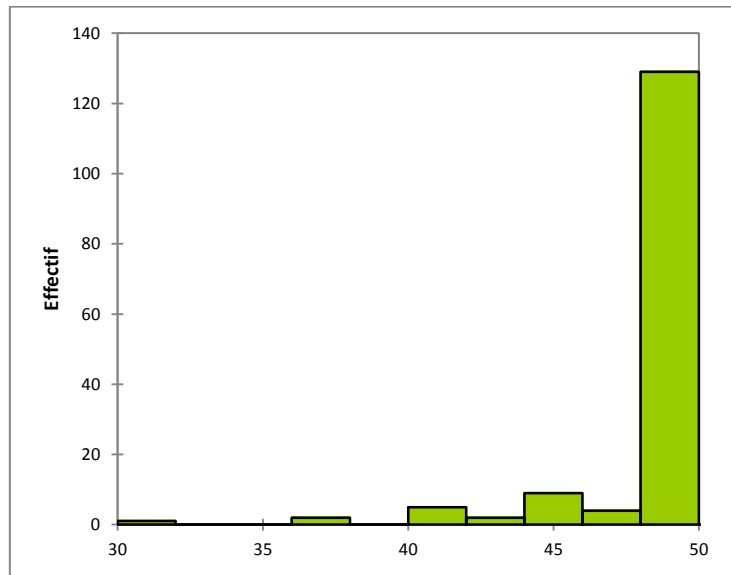


FIGURE 41 : SCORE D'OXFORD AU DERNIER REcul

2.2.3. RESULTATS RADIOLOGIQUES

L'analyse radiologique porte sur 153 PTH. Elle a été réalisée manuellement par un observateur.

Aucune usure n'a été observée au niveau de l'insert au dernier recul

2.2.3.1. RESULTATS SUR LE FEMUR

- La tige fémorale était positionnée en varus dans 7 cas sur 153 (4.6%), dans les autres cas la tige était centrée dans le fût diaphysaire.
 - Dans 20 cas, soit 13% des cas une ligne réactive en zone 1 de Gruen est observé au dernier recul, inférieur à 2mm d'épaisseur.
 - Dans 7 cas, soit 4.5%, une ligne réactive en zone 7 est observé au dernier recul, inférieur à 2mm.
 - Dans 2 cas, soit 1.3%, une association de lignes réactives en zone 1 et 7 est observée.
- Il n'y avait pas de corrélation entre le type de tige et la fréquence des lignes réactives.

- Dans 14 cas, soit 9.1%, un phénomène d'épaississement cortical était observé. 8 cas étaient observés chez les patients porteurs d'une tige latéralisée KHO, l'association était statistiquement significative ($p=0.002$). 3 cas étaient observés sur des tiges en varus, l'association était statistiquement significative ($p=0.004$).

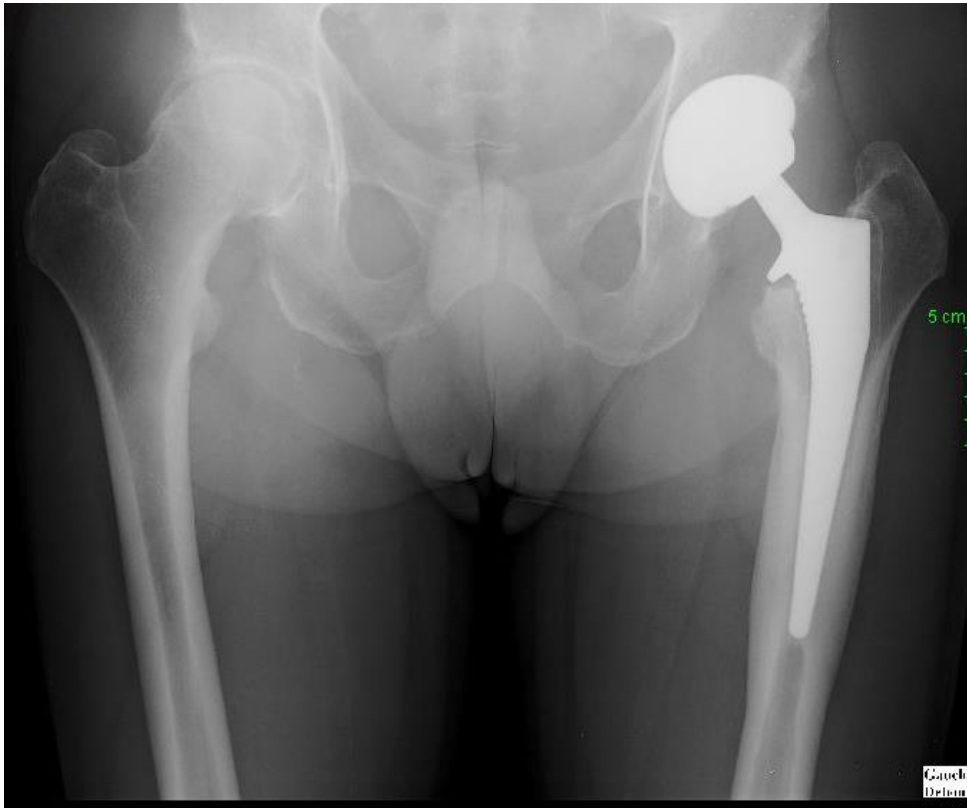


FIGURE 42 : PATIENT A 6 ANS POST OPERATOIRES, ASYMPTOMATIQUE, LIGNE REACTIVE EN ZONE 1, EPAISSISSEMENT CORTICAL EN ZONES 2, 3, 5 ET 6

2.2.3.2. RESULTATS SUR LA CUPULE

- Aucun descellement n'a été observé.
- Aucun liseré supérieur à 2 mm n'a été observé.
- L'inclinaison moyenne était de 52° avec des valeurs extrêmes allant de 40° à 71° (DS = 5.5°).
- L'antéversion moyenne calculée était de 27.9° , avec des valeurs extrêmes de 4.3° à 45.5° (DS = 6.3).

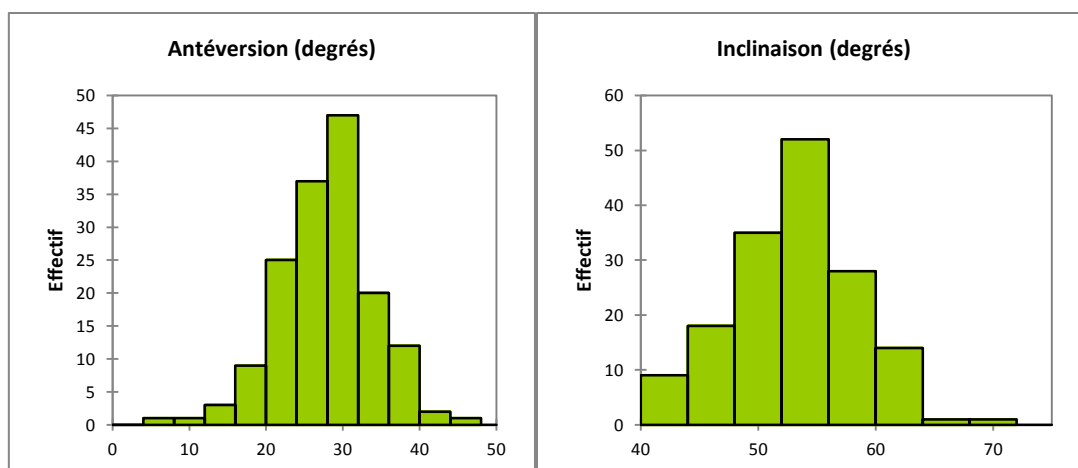


FIGURE 43 : ANTEVERSION ET INCLINAISON COTYLOÏDIENNE

2.2.3.3. SCORE ARA

L'analyse selon le score ARA a été réalisée à partir de l'analyse de radiographies de face au dernier recul, sur 153 prothèses.

Le score était bon ou excellent dans 99.3% des cas, nous avons observé un résultat moyen dans 1 cas (Tableau 5).

	Nombre	Pourcentage
Excellent (6 points)	131	85.6 %
Bon (4 – 5 points)	21	13.7 %
Moyen (2 – 3 points)	1	0.7 %
Mauvais (0 – 1 point)	0	0 %

TABEAU 5 : SCORE ARA AU DERNIER REcul

2.2.4. COMPLICATIONS POST OPERATOIRES

2.2.4.1. COMPLICATIONS LIEES A LA PROTHESE

2.2.4.1.1. INSTABILITE

Nous déplorons 5 cas de luxation précoce survenues dans les 3 premiers mois, 2 patients ont présentés par la suite une instabilité de hanche nécessitant une reprise chirurgicale avec changement du couple de frottement pour une cupule à double mobilité à deux ans post opératoires.

Toutes les luxations sont survenues avec des têtes de diamètre 36 mm (90% des têtes posées étaient de diamètre 36mm).

2.2.4.1.2. DESCELLEMENT ASEPTIQUE

Aucun cas de descellement cotyloïdien n'a été observé.

Nous déplorons 3 cas de reprise chirurgicale pour descellement de tige fémorale, 1 tiges KA, 1 tige KHO et 1 tige KS, il n'y avait pas d'association entre le type de tige et la survenue d'une reprise pour descellement ($p=0.424$).

Deux des trois patients ont eu une reprise chirurgicale dans un autre établissement.

- La patiente porteuse de la tige KS taille 8 a été reprise à 1.5 an, elle était porteuse d'une maladie de Paget sur le fémur implanté.
- Le patient porteur de la tige KA taille 9 a été repris pour douleurs et absence d'ostéointégration de la tige à 7 mois.
- Le patient porteur de la tige KHO taille 10 a été repris à 8.2 ans au CHLS.

2.2.4.1.3. FRACTURE D'IMPLANTS

- Aucune fracture de tête fémorale n'a été observée chez les 153 patients.
- Une fracture d'insert est survenue chez un patient, il s'agit d'un patient âgé de 20 ans lors de l'implantation, qui avait été précédemment opéré d'une fracture du cotyle survenue lors d'un accident de la voie publique. Les suites post opératoires de

l'arthroplastie de hanche avaient été marquées par la survenue d'une luxation postérieure à 2 mois post opératoires, elle avait été réduite sous anesthésie générale. A 7 mois post opératoires le patient a eu un accident de la voie publique (quad) avec un choc direct sur la face latérale de hanche, qui a provoqué la fracture de l'insert cotyloïdien.

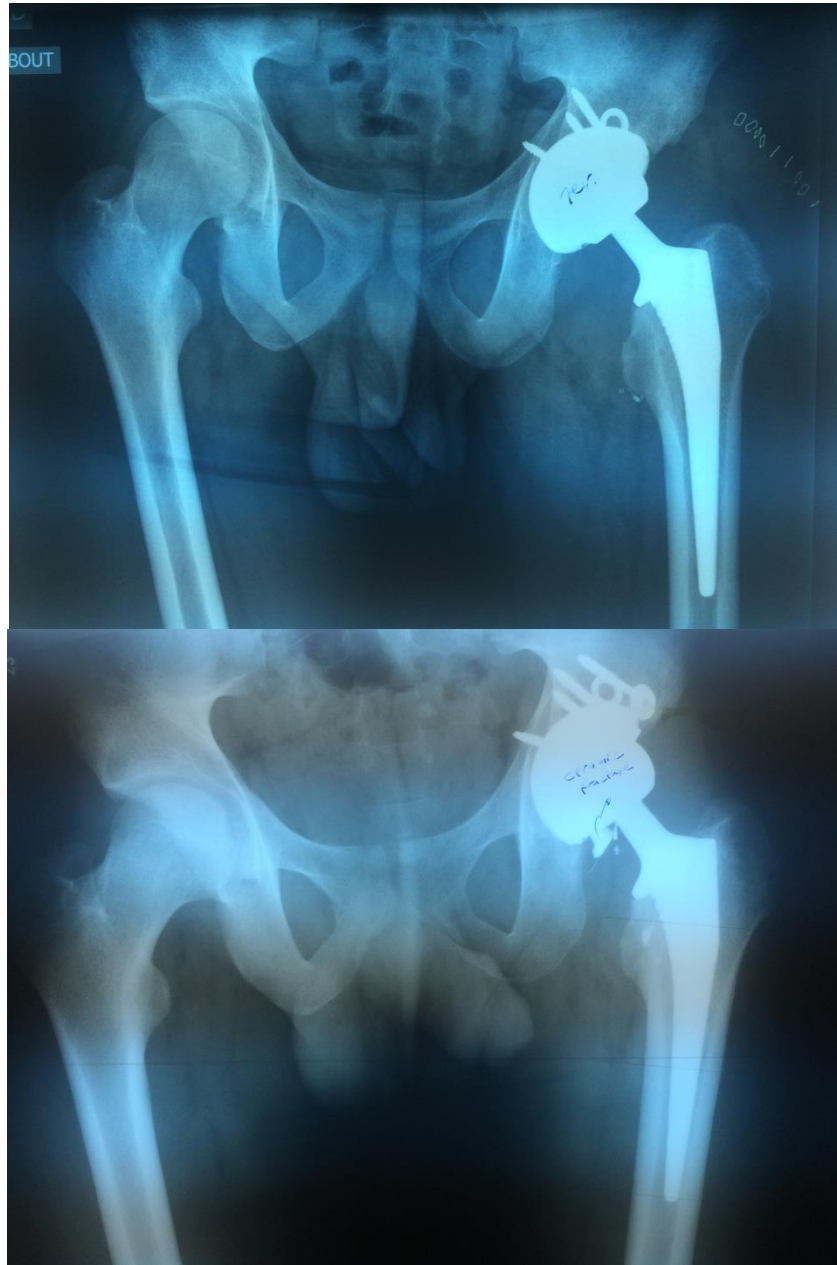


FIGURE 44 : RUPTURE DE L'INSERT CHEZ UN PATIENT VICTIME D'UN AVP, ANTECEDENT D'OSTEOSYNTHESE
D'UNE FRACTURE DU COTYLE PAR VIS

2.2.4.1.4. BRUITS (SQUEAKING)

- Quatorze cas de squeaking ont été rapportés, toute fréquence confondue, soit 9.8%. Aucun n'était reproductible à la consultation. Un patient décrivait un bruit audible par l'entourage.

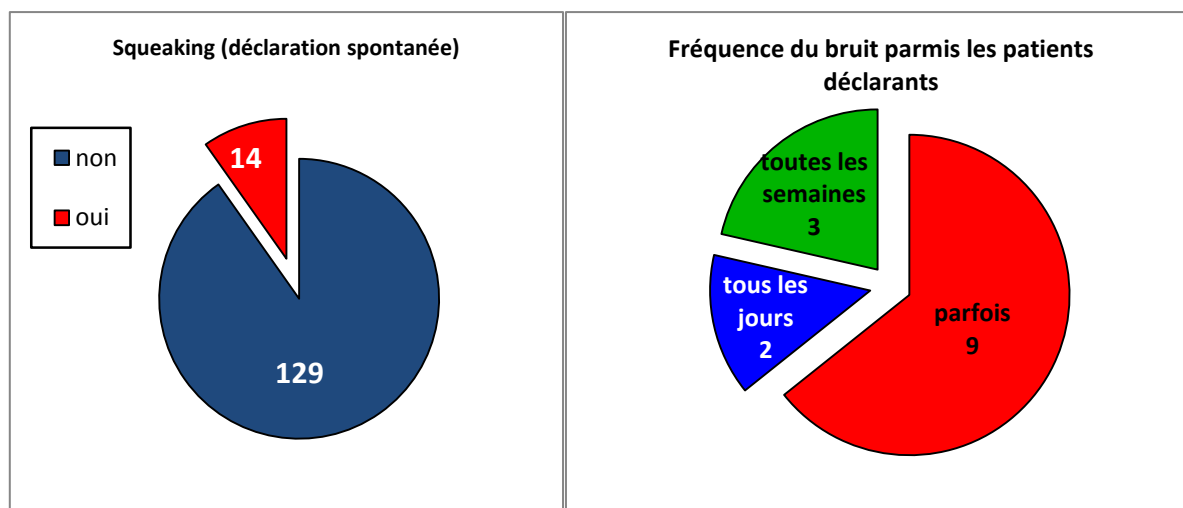


FIGURE 45 : EFFECTIF DE PATIENTS SIGNALANT UN BRUIT ET FREQUENCE DE SURVENUE DU BRUIT

- Tous les patients décrivaient un grincement, aucun autre bruit n'était décrit.
- Deux patients signalaient un bruit quotidien, 3 patients un bruit hebdomadaire, 9 patients un bruit occasionnel.
- Aucun patient n'avait de douleurs associées au squeaking.
- Neuf patients décrivaient la survenue du bruit lors des transferts assis-debout, trois patients à la marche et un patient à la montée des escaliers.
- Le retentissement sur la vie quotidienne était évalué à 3/10 pour un patient, 2/10 pour 4 patients, 1/10 pour 2 patients et 0 pour 6 patients.

Tous les cas de squeaking sont survenus chez des patients porteur de têtes fémorales de 36 mm, il n'y avait pas d'association statistique significative entre le diamètre de la tête et la survenue d'un squeaking ($p = 0.479$).

	pas de bruit	bruit	p
sexe ratio(H/F)	94/50	9/6	0.778
âge	58 (19.5 – 76.9, ET = 10.8)	56.8 (35.8 – 67.5, ET = 8.7)	0.675
taille	171.4 (148 – 190, ET = 8.9)	170.3 (148 – 190, ET = 8.9)	0.674
poids	77.3 (46 – 110, ET = 13.8)	77 (62 – 115, ET = 13.4)	0.935
longueur du col	CC 38 CM 72 CL 34	CC 2 CM 12 CL 1	0.177
inclinaison	52.3 (40 – 71, ET = 5.5)	52.7 (40 – 60, ET = 5.8)	0.811
antéversion	27.8 (4.3 – 45.6, ET = 6.1)	29.4 (12 – 39.9, ET = 8.0)	0.355

TABLEAU 6 : COMPARAISON DES PATIENTS SELON PRESENCE DE BRUIT

Il n'y avait pas de corrélation statistique entre la survenue d'un squeaking et le poids, l'âge, la taille de la cupule, le type de tige, l'inclinaison et l'antéversion de la cupule.

Il n'y a pas eu de reprise pour squeaking.

2.2.4.2. COMPLICATIONS LIEES A LA CHIRURGIE

2.2.4.2.1. COMPLICATIONS VASCULAIRES

- Hématome : un cas, n'a pas nécessité de reprise chirurgicale
- Thrombose veineuse profonde : un cas, sans complication cardio-pulmonaire.

2.2.4.2.2. COMPLICATIONS NEUROLOGIQUES

- Aucune paralysie sciatique n'a été constatée.

2.2.4.2.3. COMPLICATIONS SEPTIQUES

- Deux cas d'infections sont à déplorer. Il s'agit de deux infections tardives survenues à 3 ans de la mise en place de la prothèse dans les deux cas.
-
- Une prise en charge en deux temps avec dépose des implants a été réalisée.

2.2.5. SURVIE

2.2.5.1. SURVIE DE L'INSERT ACETABULAIRE BIOLOX DELTA®

Nous avons analysé la survie de l'insert acétabulaire selon la méthode de Kaplan Meyer, en prenant comme critère d'échec les reprises chirurgicales pour fracture d'insert.

Il y a eu une reprise chirurgicale pour fracture d'insert à 7 mois post opératoires. La survie de l'insert BioloX Delta® est de 99.4% à 7.9 ans de recul, avec un écart type de 0.006.

Le graphique ci-dessous représente la courbe de survie de l'insert, l'échec étant considéré pour une fracture de l'insert.

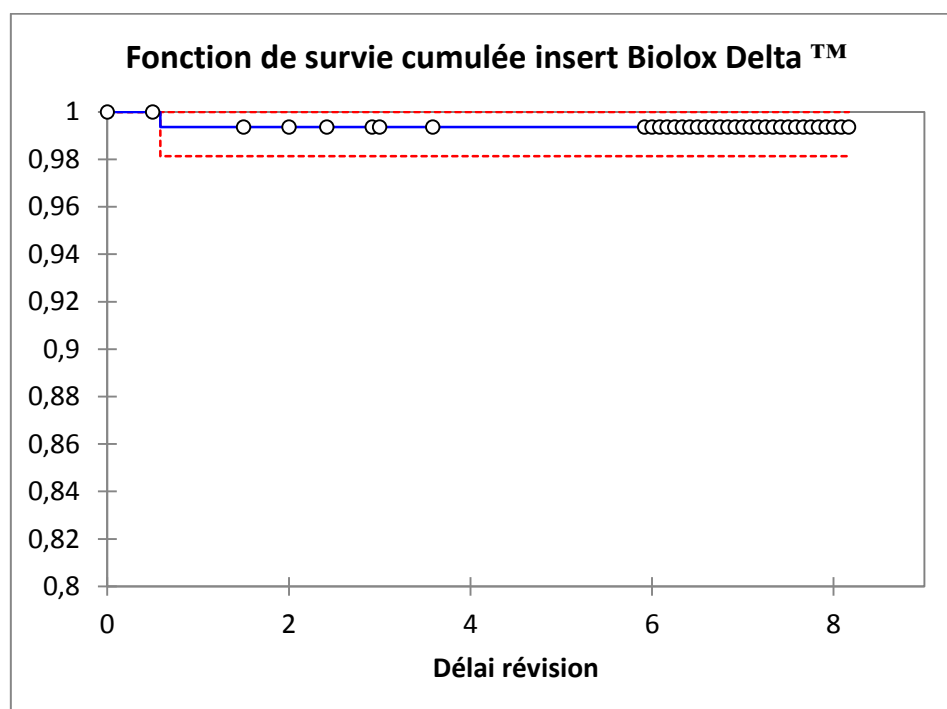


FIGURE 46 : COURBE DE SURVIE DES INSERTS EN CERAMIQUE

2.2.5.2. SURVIE DES TÊTES CERAMIQUE BIOLOX DELTA®

Nous avons analysé la survie des têtes céramiques selon la méthode de Kaplan Meyer, en prenant comme cause d'échec la survenue d'une fracture de tête en céramique.

Au dernier recul il n'y a pas eu de reprise pour fracture de tête céramique. Le taux de survie pour ce critère est donc de 100% dans notre série.

2.2.5.3. SURVIE DU COUPLE CERAMIQUE-CERAMIQUE CORAIL/PINNACLE® AVEC COUPLE DE FROTTEMENT BIOLOX DELTA®

Nous avons analysé la survie globale en prenant comme critère d'échec toute cause de reprise chirurgicale.

Il y a eu 9 reprises chirurgicales : 1 pour fracture d'insert, 2 pour infection tardive, 3 pour descellement et 3 pour instabilité.

La survie cumulée est de 94.5% à 7.9 ans, avec un écart type de 0.019.

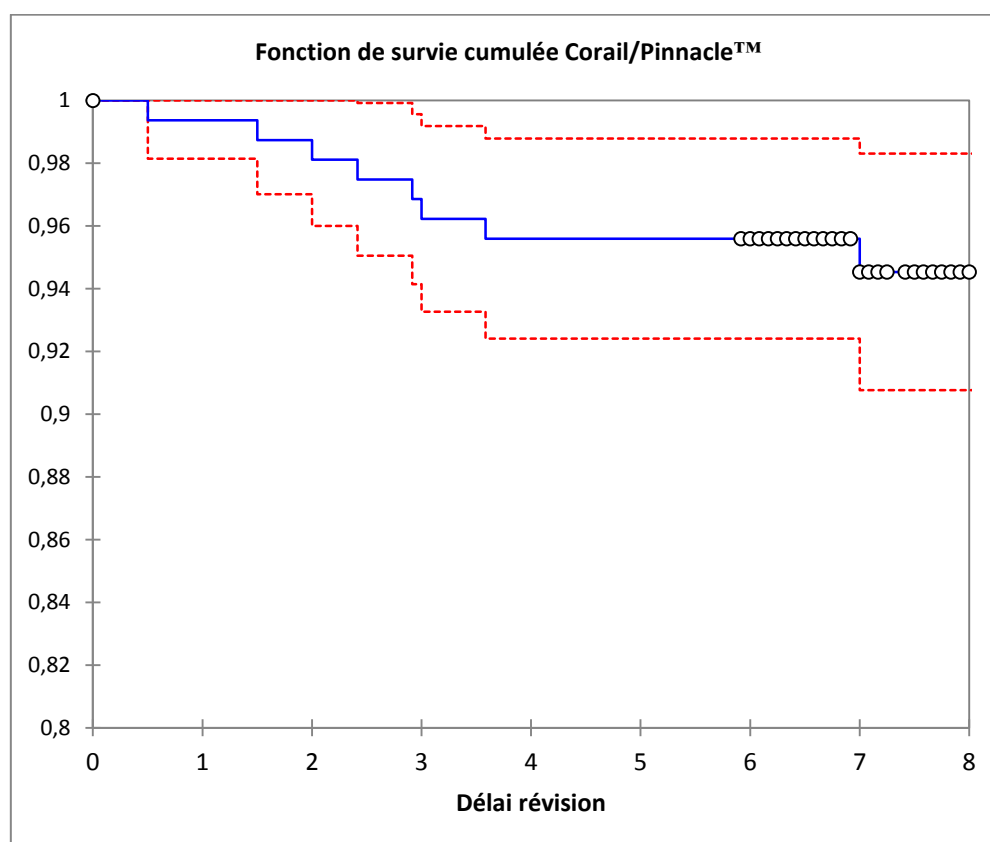


FIGURE 47 : COURBE DE SURVIE DU COUPLE CORAIL/PINNACLE® AVEC CERAMIQUE BIOLOX DELTA®

3. DISCUSSION

3.1. REMARQUES GENERALES

Le but de ce travail est d'avoir un premier retour d'expérience des arthroplasties de hanche sans ciment utilisant la céramique de quatrième génération ou céramique composite alumine-zircone (AMC pour alumina matrix ceramic).

Ces prothèses sont destinées à une catégorie de patients jeunes à forte demande fonctionnelle et dont l'espérance de vie est élevée.

Depuis les premières arthroplasties utilisant la céramique de nombreux progrès ont été fait, que ce soit dans le domaine de la céramique elle-même par le meilleur contrôle de la pureté des grains, de leur taille, du processus de moulage et de frittage des pièces, ou dans le domaine de la fixation des pièces entre elles passant des premières têtes fémorales collées à la tige, puis vissées au travers d'un insert puis enfin impactées sur le cône morse de la tige.

La fixation des implants dans l'os a également fait de nombreux progrès, au niveau de la tige fémorale passant d'une tige disponible en deux tailles cimentée à une gamme de tiges dans ciment standard ou latéralisées qui permettent de respecter l'anatomie du patient et la fonction musculaire. La fixation cotyloïdienne a également beaucoup progressée, la céramique ne pouvant s'implanter directement dans l'os du fait de son caractère inerte, l'intégration est passée de la « fixation fibreuse » à une fixation au travers d'une cupule recouverte de métal poreux ou d'hydroxyapatite.

Tous ces progrès permettent d'espérer une fixation la plus biologique possible des implants dans l'os qui vient réhabiliter les travées du métal poreux ou le revêtement d'hydroxyapatite, les implants sont alors intégrés à l'os, avec un capital osseux conservé le plus possible.

Le couple de frottement céramique-céramique, de par ses propriétés tribologiques, semble intéressant pour la longévité des implants et pour limiter les phénomènes d'usure, générateurs de particules et d'ostéolyse.

3.2. METHODOLOGIE

3.2.1. NIVEAU DE PREUVE

Cette étude est une étude de niveau IV, c'est-à-dire de faible niveau de preuve.

Comme la plupart des études d'analyse d'implants à long terme il s'agit d'une étude rétrospective.

Les points faibles sont le caractère rétrospectif, la fiabilité de la mesure de l'antéversion qui devrait être validée par des mesures sur scanner.

Les points forts sont le faible effectif de patients perdus de vue et l'homogénéité de la série.

3.2.2. MATERIEL

Nous avons revu les patients opérés durant les années 2006 à 2008 pour avoir un recul minimum de 5 ans.

La série est homogène puisque les patients ont tous été opérés par le même chirurgien, les implants sont identiques pour tous les patients.

Ces implants font partie des implants les plus posés dans le monde, en 2012 le couple Corail/Pinnacle® était le premier couple posé en Grande Bretagne et le 3^{ème} couple posé sur le registre Australien, la tige Corail était la tige la plus posée dans le registre Norvégien de 1987 à 2007 (79–81).

La littérature sur la survie à long terme des implants en céramique de quatrième génération est relativement pauvre, la plupart des articles traitent de cas cliniques de ruptures d'implants.

3.2.2.1. TETES FEMORALES

- A partir des données du fabricant et des déclarations de matériovigilance auprès de l'Agence Nationale pour la Sécurité du Médicament Massin et al a rapporté en 2014 un taux de rupture de tête en céramique Delta de 0.0013%, soit une diminution de facteur 100 par rapport au taux de rupture de la céramique BioloX Forte® qui était de 0.18% (42).
- Lombardi et al. rapportaient une rupture de tête fémorale sur 44 hanches revues à 2 ans (82).

- Cai et al n'ont pas observé de rupture de tête fémorale chez 50 patients avec un recul de 3 ans en moyenne (36).

Notre série est comparable aux données de la littérature avec aucune fracture de tête fémorale observée chez 153 patients avec un recul de 7.9 ans de recul moyen.

3.2.2.2. INSERTS ACETABULAIRES

- Massin et al. rapportent un taux de rupture d'insert en céramique BioloX Delta® de 0.025% entre 2008 et 2014. Le taux de rupture d'inserts en céramique de troisième génération était de 0.086% (42).
- Hamilton et al. rapportent des taux de rupture de céramique BioloX Delta® élevés avec un taux de 1.1% en per opératoire et de 1% en post opératoire sur 177 patients suivis pendant 2 ans. Les fractures per opératoires étaient liées à un défaut de centrage de l'insert dans le metal back, les fractures post opératoire étaient des fracture du rebord de l'insert, les deux fractures sont survenues chez des patients porteurs d'une tige modulaire S-ROM (Depuy) dont le volume métaphysaire pourrait expliquer *l'impignement* avec l'insert en céramique (71).
- Kang et al. n'observent pas de fracture de l'insert sur une série de 94 prothèses associant une cupule en céramique BioloX Delta® et une tête en céramique BioloX forte® de 36mm (les têtes en céramique BioloX Delta® sont disponible en Corée du Sud depuis 2008), une malposition de l'insert dans la cupule a été observée sur la radiographie de contrôle à J5 (83).
- Dans une étude chinoise sur 177 prothèses totales de hanche à couple céramique-céramique de quatrième génération, avec un recul de 12 à 47 mois, Wang et al observent une fracture d'insert (0.6%) (84).
- Massin et Vogt ont rapporté 4 cas de ruptures d'insert sur une série de 106 prothèses (42)
- Mawdsley et Mc Court ont rapporté 6 cas de ruptures d'insert liées à une malposition de l'insert dans la cupule métallique.
- Hwang et al. et Taheriazam et al. rapportent un cas isolé de rupture d'insert (68,85).

Les résultats de notre série sont conformes à ceux des autres séries avec une rupture d'insert sur 153 prothèses, soit un taux de 0.65%. Il existait un facteur traumatique chez le patient de notre série.

3.2.2.3. TIGE CORAIL®

Le taux de survie de la tige dans notre étude est de 97.5 % à 7 ans (ET = 0.013), avec 3 reprises pour descellement sur 153 prothèses, une tige de chaque type a été reprise, il n'y avait pas d'association entre le type de tige fémorale et la survenue d'une reprise pour descellement.

Ces données sont conformes à celles des autres séries étudiant les tiges fémorales sans ciment avec traitement de surface en hydroxyapatite de la littérature (86–89).

- D'Antonio et al. rapportent 100% de survie à 6.8 ans chez des patients jeunes (<50 ans) opérés pour ostéonécrose aseptique (90).
- Skinner et al. rapportent également un taux de survie de 100 % sur une série de 100 tiges fémorales à revêtement d'hydroxyapatite revus à 10 ans, une tige montrait des signes de migration (91)
- Rokkum et Registrad observent une survie de 100 % sur une série de 100 tiges Corail® sans ciment, chez des patients âgés de 56.2 ans en moyenne. Ils observent l'apparition d'un liseré en zone 1 et 8 chez 75 patients, sans corrélation avec l'âge, le poids, la taille de la tige. Nous observons 13% de liserés en zone 1 (92).
- Cho et al. observent une survie de 100 % sur une série de 86 prothèses de hanche utilisant une tige Corail® avec un suivi de 7 ans (93).
- Reikeras et Gunderson rapportent un très bon taux de survie de la tige Corail® dans une population de 245 patients (291 hanches), avec une seule reprise pour descellement avec un recul de 8 à 12 ans. Un remodelage osseux proximal à type de liseré était observé chez 37 patients et distal à type d'hypertrophie corticale chez 23 patients (94).
- Capello et al. observent une reprise pour descellement dans une série de 97 patients (111 hanches) à 10 ans, un grand nombre avait été perdu de vue (53 hanches). 47 % des patients présentaient des signes de résorption osseuse sur la partie proximale du fémur (95).

- Froimson et al., sur une série de 96 tiges Corail® retrouvent 19.8% d'ostéolyse limitées aux zones 1, 7 et 8 sans que cette ostéolyse soit préoccupante sur le plan clinique ou radiographique. Toutes les tiges montraient des signes d'ostéointégration (96).
- Dans une étude radiostéréométrique à 2 et 6 ans sur un groupe de 30 patients opérés pour coxarthrose Callary et Campbell montrent qu'un enfoncement et une rétroversion de la tige se produisent dans les 6 premiers mois (0.73 mm et 1.82° en moyenne respectivement), la tige se stabilise ensuite, sans mobilisation significative à 6 ans. Cette étude concernait des tiges Corail® KS sans collerette, il n'y a pas de résultats publiés sur les tiges avec collerette (97).

Dans un travail similaire de Schewelov et al. sur une population de 38 patients opérés pour fracture du col du fémur. La migration était plus importante que chez les patients opérés d'une coxarthrose, surtout pour des tiges sous dimensionnées avec un enfoncement de 11 mm vs 1.9 mm pour les tiges jugées bien dimensionnées sur la radiographie. Les tiges se stabilisent au-delà de 3 mois. La mesure de la densité osseuse ne révélait pas d'influence de l'ostéopénie sur la fixation des tiges, mais la fixation primaire est plus difficile à obtenir (98).

3.3. BRUITS

Dans notre série 14 patients rapportaient la survenue de bruits de fonctionnement de la prothèse, soit 9.8%. Il n'y a pas eu de reprise pour bruits.

Ce taux est conforme aux taux donnés par la littérature, qui vont de 0.7% à 20% (99–104).

A ce jour il y a peu de travaux publiés sur les bruits survenant sur les couples de frottement de quatrième génération.

Comme le rapporte Bizot dans sa conférence d'enseignement, le nombre de publications sur les bruits émis par le couple céramique-céramique a nettement augmenté depuis la mise sur le marché aux Etats Unis, c'est-à-dire depuis 2003. Le terme squeaking (grincement) est le terme le plus utilisé dans les publications.

- Dans une étude prospective australienne de Mc Donnell portant sur 208 implants préassemblés en céramique BioloX Delta (cupules Deltamotion®, Depuy), qui permettent

l'utilisation de tête de grand diamètre (jusqu'à 48 mm), le taux de patients décrivant des bruits était de 31%, dont 20.7% décrivaient un grincement (12.5% de bruits reproductibles). Les facteurs patients liés à la présence d'un squeaking sont la présence d'une laxité ligamentaire (score de Beighton), un plus grand secteur de mobilité et les activités en hyper flexion de hanche. Les facteurs liés à la prothèse étaient l'utilisation d'une tête fémorale de diamètre inférieur (<40mm dans cette population de têtes de grands diamètres), une horizontalisation plus importante (33° vs 36°) et une antéversion plus faible (15° vs 19°), la différence reste faible et à la limite de la détection en pratique courante (105).

- Un cas clinique rapporté par Buttaro et al. décrit un cas de squeaking chez un patient porteur d'un couple de frottement en céramique BioloX Delta® survenu à 23 mois (106).
- Kang et al ne rapportent pas de cas de bruits sur une série de 94 prothèses totales utilisant une tête BioloX Forte® de 36mm dans un insert BioloX Delta®, avec un recul de 6.5 ans (83).
- Une étude de Hamilton en cours de publication retrouve un taux de squeaking de 7.5% sur une série de 232 patients, seul un patient pouvait reproduire le bruit en consultation.

Les causes exactes sont inconnues et plusieurs théories existent, les causes sont très probablement multifactorielles.

Le principal élément déclenchant est l'interruption du film de lubrification à l'interface, par phénomène de pic de contrainte localisée (*edge loading* sur microséparations) et/ou par transfert de particules métalliques à l'interface qui aboutit à une usure anormale par arrachage de grains (usure en bande ou *stripe wear*). Ces zones d'usure provoquent une vibration de la tête car celle-ci décrit des mouvements ellipsoïdes de quelques microns lors du pas. Les vibrations sont transmises par la tige au fémur qui amplifie le son.

Il a été montré que l'ensemble tête et tige, solidement solidarisé par le cône morse transmet les vibrations sans atténuation, quelle que soit la force d'impaction de la tête sur le cône.

Parmi les travaux étudiant facteurs impliqués dans la survenue des phénomènes de bruits articulaires on retient :

- Morlock et al. rapportent un cas de squeaking liés à un mauvais appariement d'une tête en céramique de zircone articulée dans une cupule visée en céramique d'alumine. La reprise à 3.4 ans révélait une usure prédominante sur la tête (107).
- Glaser et al. ont montré par une étude fluoroscopique couplée à un enregistrement sonore que la survenue de microséparation à la marche pouvait expliquer la survenue d'un squeaking (108).
- Sariali et al. propose un modèle sur simulateur reproduisant la survenue de microséparation à la marche, le bruit survenait dès lors que des zones d'usures en bandes apparaissaient sur la tête et l'insert, mais le bruit de correspondait pas exactement à celui de grincement observé en pratique clinique (109).
- Sanders et al ont étudié le rôle joué par la présence d'un raccord d'usinage situé à la jonction de la surface articulaire et de la périphérie de l'insert en céramique, les essais in vitro de microséparation sur cette zone donnent des taux d'usure volumique 2 à 15 fois supérieurs à ceux obtenus sur la surface articulaire (110).
- Chevillotte et al. décrivent l'apparition précoce de bruit in vitro lors de l'absence de lubrification du couple de frottement ou lors de l'interruption du film de lubrification (*stripe wear*, transfert métallique, *edge loading*) (111).
- Dans une étude appariant 17 patients qui présentaient un squeaking à 17 patients asymptomatiques Walter et al. proposent une zone de sécurité dans le positionnement de l'implant acétabulaire pour éviter les conflits intra prothétiques (15° à 35° d'antéversion et 35° à 55° d'inclinaison) (99).
- Yang et al suggèrent que l'interruption du film de lubrification est liée à la présence de particules métalliques produites par un conflit entre la tige et le rebord acétabulaire (112).
- Keurentjes et al. observent plus de squeaking chez les patients porteurs d'une tête fémorale à col court (104).
- Dans une méta analyse de Traina sur les céramiques de troisième et de quatrième génération incluant les données de 6137 patients, le taux de bruits était de 2.4%, le taux de reprise pour bruit était de 0.26%. Les différences observées entre les groupes avec et sans bruit étaient le BMI (sans pouvoir définir de valeur seuil) et la présence d'une tige en titane Béta (à taux élevés en Mo, Zr, et Fe).

- Nous n'avons pas trouvé d'étude sur l'adéquation entre la taille de la tige fémorale et le fût diaphysaire, on peut imaginer qu'une tige peu remplissante pourrait vibrer plus et occasionner plus de bruits.
- Une méta analyse australienne de Owen et al propose un schéma résumant les différents mécanismes qui peuvent expliquer la survenue d'un squeaking (113).

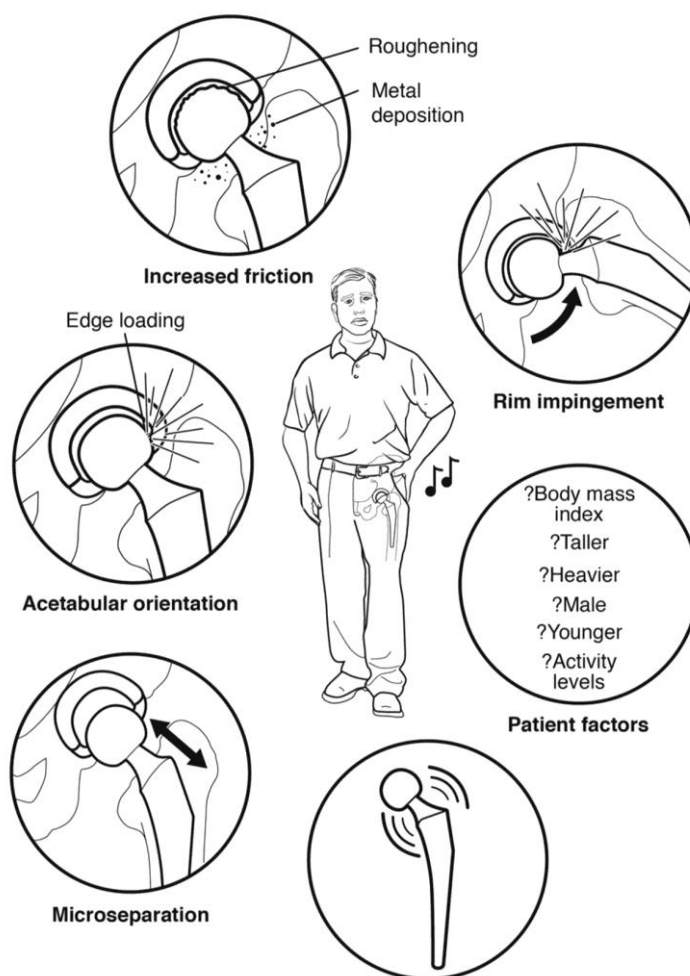


FIGURE 48 : MECANISMES POUVANT EXPLIQUER LA SURVENUE D'UN GRINCEMENT PROTHETIQUE

Souvent source d'inquiétude pour le patient, la présence d'un grincement n'est pourtant pas spécifique d'un dysfonctionnement de la prothèse. La plupart surviennent sur des prothèses indolores, sans fracture d'implants.

Ils surviennent généralement dans la première année, à la marche et dans certaines positions contraignantes (lever d'une chaise). Le bruit peut être transitoire mais généralement il ne disparaît pas avec le temps.

L'apparition brutale d'un bruit intense, douloureux ou après un traumatisme doit faire pratiquer un bilan radiographique en urgence pour éliminer une rupture de la tête ou de l'insert (114,115).

Enfin une étude prospective de Matar et al. portant sur 11 reprises pour squeaking retrouvait une amélioration significative des scores fonctionnels de la hanche et de qualité de vie. Ils n'observaient pas de complications lors de la reprise d'un couple céramique-céramique par un couple métal-polyéthylène hautement réticulé (116).

Dans le symposium de la SOFCOT sur les reprises de prothèses totales de hanche, le taux de reprise des prothèses de hanche en céramique pour squeaking était de 2.5% (6 sur 244), soit la dixième cause de reprise.

3.4. INSTABILITE

Nous avons observé 5 cas de luxation (3.6 %), et 2 patients (1.3 %) ont nécessité une reprise pour instabilité.

Le taux de luxation des prothèses totales de hanche est compris entre 2 et 5 % selon les séries.

Dans la série du symposium de le SOFCOT sur les reprises des prothèses totales de hanche l'instabilité représentait la cinquième cause de reprise. Dans les registres suédois, australien et néo-zélandais il s'agit de la deuxième cause. Aux Etats Unis l'instabilité représente la première cause de reprise des prothèses totales de hanche (117)

Le symposium de la SOFCOT et le registre australien concluent que l'utilisation d'une tête fémorale d'un diamètre de 36 mm réduit le risque de luxation, en revanche d'après le registre australien l'utilisation d'une tête de diamètre supérieur n'améliorait pas la stabilité.(118)

4. CONCLUSION

Dans le domaine de l'arthroplastie de hanche la survie de la prothèse est un des principaux enjeux, et si l'ancrage des implants dans l'os a été grandement amélioré depuis 20ans grâce aux revêtements de surface (spray titane et revêtement bioactif comme l'hydroxyapatite déposée par torche à plasma), il demeure le problème du couple de frottement et du relargage des particules d'usure, sources d'ostéolyse et donc de descellement.

Le choix du couple de frottement dépend de nombreux facteurs liés au patient et à l'étiologie conduisant au remplacement prothétique. A ce jour, avec l'abandon des couples de frottement métal-métal pour des raisons de relargage d'ions métalliques le chirurgien orthopédiste devra décider entre un couple dur-mou (métal-PE ou céramique-PE) ou dur-dur (céramique-céramique).

Dans ce travail observationnel, descriptif, rétrospectif portant sur les 160 patients ayant reçu une prothèse de hanche Corail/Pinnacle® à couple de frottement céramique-céramique BioloX Delta® entre le premier janvier 2006 et le trente et un décembre 2008, 153 patients ont pu être inclus (91 patients avaient eu une consultation à 5 ans, 62 ont été recontactés par téléphone et ont réalisé une radiographie), 5 patients ont été perdus de vue et 2 sont décédés de cause non imputable à la chirurgie. Les patients à qui s'adressent ces arthroplasties sont des patients jeunes (<60 ans) ou plus âgés mais en bon état général et à forte demande fonctionnelle.

Les scores fonctionnels ont été améliorés avec un gain moyen de 5.2 points (4.9 - 5.5, $p < 0.0001$) sur le score de Postel-Merle d'Aubigné au dernier recul (17.8 vs 12.7 en préopératoire). Le score d'Oxford au dernier recul était en moyenne de 47.1, avec des extrêmes allant de 31 à 48 (DS = 2.51).

Les résultats sur la survie sont prometteurs avec une survie de $94.5\% \pm 1.9$ à 7.9 ans (critère d'échec : reprises toutes causes confondues). Il y a eu 9 reprises chirurgicales : 1 (0.6%) pour

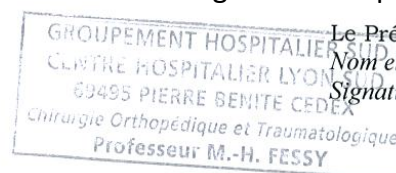
fracture d'insert, 2 (1.3%) pour infection tardive, 3 (1.9%) pour descellement et 3 (1.9%) pour instabilité. Le problème de l'usure semble résolu, aucun granulome n'a été observé dans cette série.

Nous avons observé une fracture d'insert chez un patient victime d'un accident de la voie publique, il n'y a pas eu de fracture de tête en céramique. Deux patients (1.3%) rapportaient un grincement quotidien, il était hebdomadaire pour 3 (1.9%) patients et survenait parfois pour 8 (5.2%) patients, aucun n'était reproductible en consultation, il n'y avait pas de douleur associée et pas de retentissement sur la qualité de vie au point de nécessiter de reprise. Nous n'avons pas observé de différence entre les patients signalant un grincement et les autres pour tous les paramètres étudiés.

La série de l'étude devra être suivie afin d'observer les résultats à plus long terme du couple de frottement céramique-céramique Delta® dans les arthroplasties de hanche.

Avec 1 million de têtes et 300 000 inserts posés par an (au sein desquels la céramique Delta représente 75% des têtes et plus de 90% des inserts) le taux de rupture rapporté en matériovigilance est de 0.004% pour les têtes et 0.03 % pour les inserts. Malgré leur très grande résistance les inserts en céramiques peuvent casser s'ils travaillent en condition défavorable. Au cours de l'intervention le chirurgien doit maîtriser le bon positionnement des implants (antéversion de la cupule, absence de conflit col/insert), s'assurer de la bonne impaction de la tête et de l'insert, restaurer une bonne tension musculaire sous peine d'aboutir à un échec à court ou moyen terme.

Le développement de la céramique Delta® se poursuit avec l'apparition d'implants à double mobilité, mais également de prothèses totales de genou et d'épaule.



Le Président de la thèse,
Nom et Prénom du Président
Signature

Vu et permis d'imprimer
Lyon, le 28 SEP. 2015

VU :
Le Doyen de la Faculté de Médecine
Lyon-Est


Professeur Jérôme ETIENNE

VU :
Pour Le Président de l'Université
Le Président du Comité de Coordination
des Etudes Médicales


Professeur François-Noël GILLY

5. BIBLIOGRAPHIE

1. 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-A(1):69-77.
2. Urban JA, Garvin KL, Boese CK, Bryson L, Pedersen DR, Callaghan JJ, et al. Ceramic-on-polyethylene bearing surfaces in total hip arthroplasty. Seventeen to twenty-one-year results. *J Bone Joint Surg Am.* nov 2001;83-A(11):1688-94.
3. Kim Y-H, Kim J-S. Tribological and material analyses of retrieved alumina and zirconia ceramic heads correlated with polyethylene wear after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br.* juin 2008;90(6):731-7.
4. Hernigou P, Bahrami T. Zirconia and alumina ceramics in comparison with stainless-steel heads. Polyethylene wear after a minimum ten-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br.* mai 2003;85(4):504-9.
5. Lombardi AV, Mallory TH, Dennis DA, Komistek RD, Fada RA, Northcut EJ. An in vivo determination of total hip arthroplasty pistoning during activity. *J Arthroplasty.* sept 2000;15(6):702-9.
6. Nevelos J, Ingham E, Doyle C, Streicher R, Nevelos A, Walter W, et al. Microseparation of the centers of alumina-alumina artificial hip joints during simulator testing produces clinically relevant wear rates and patterns. *J Arthroplasty.* sept 2000;15(6):793-5.
7. Stewart TD, Tipper JL, Insley G, Streicher RM, Ingham E, Fisher J. Long-term wear of ceramic matrix composite materials for hip prostheses under severe swing phase microseparation. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 15 août 2003;66B(2):567-73.
8. Clarke IC, Green DD, Williams PA, Kubo K, Pezzotti G, Lombardi A, et al. Hip-simulator wear studies of an alumina-matrix composite (AMC) ceramic compared to retrieval studies of AMC balls with 1-7 years follow-up. *Wear.* 15 juin 2009;267(5-8):702-9.
9. Früh HJ, Willmann G, Pfaff HG. Wear characteristics of ceramic-on-ceramic for hip endoprostheses. *Biomaterials.* juin 1997;18(12):873-6.
10. Jean Puget. Prothèse Totale de Hanche : Les Choix. Elsevier Masson; 2014. 520 p.
11. Harms J, Mäusle E. Tissue reaction to ceramic implant material. *J Biomed Mater Res.* 1 janv 1979;13(1):67-87.
12. Synder M, Drobniewski M, Sibiński M. Long-term results of cementless hip arthroplasty with ceramic-on-ceramic articulation. *Int Orthop.* nov 2012;36(11):2225-9.
13. Nam KW, Yoo JJ, Lae Kim Y, Kim Y-M, Lee M-H, Kim HJ. Alumina-debris-induced osteolysis in contemporary alumina-on-alumina total hip arthroplasty. A case report. *J Bone Joint Surg Am.* nov 2007;89(11):2499-503.

14. Sedel L, Simeon J, Meunier A, Villette JM, Launay SM. Prostaglandin E2 level in tissue surrounding aseptic failed total hips. Effects of materials. Arch Orthop Trauma Surg. 1992;111(5):255-8.
15. Catelas I, Huk OL, Petit A, Zukor DJ, Marchand R, Yahia L. Flow cytometric analysis of macrophage response to ceramic and polyethylene particles: effects of size, concentration, and composition. J Biomed Mater Res. 15 sept 1998;41(4):600-7.
16. Petit A, Catelas I, Antoniou J, Zukor DJ, Huk OL. Differential apoptotic response of J774 macrophages to alumina and ultra-high-molecular-weight polyethylene particles. J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc. janv 2002;20(1):9-15.
17. Hatton A, Nevelos JE, Nevelos AA, Banks RE, Fisher J, Ingham E. Alumina-alumina artificial hip joints. Part I: a histological analysis and characterisation of wear debris by laser capture microdissection of tissues retrieved at revision. Biomaterials. août 2002;23(16):3429-40.
18. Boutin P. [Total arthroplasty of the hip by fritted aluminum prosthesis. Experimental study and 1st clinical applications]. Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot. mai 1972;58(3):229-46.
19. Willmann G. Ceramic femoral head retrieval data. Clin Orthop. oct 2000;(379):22-8.
20. Hannouche D, Zaoui A, Zadegan F, Sedel L, Nizard R. Thirty years of experience with alumina-on-alumina bearings in total hip arthroplasty. Int Orthop. 1 févr 2011;35(2):207-13.
21. Cales B. Zirconia as a sliding material: histologic, laboratory, and clinical data. Clin Orthop. oct 2000;(379):94-112.
22. Haraguchi K, Sugano N, Nishii T, Miki H, Oka K, Yoshikawa H. Phase transformation of a zirconia ceramic head after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Br. sept 2001;83(7):996-1000.
23. Norton MR, Yarlagadda R, Anderson GH. Catastrophic failure of the Elite Plus total hip replacement, with a Hylamer acetabulum and Zirconia ceramic femoral head. J Bone Joint Surg Br. juill 2002;84(5):631-5.
24. Wroblewski BM, Siney PD, Fleming PA. Wear of enhanced ultra-high molecular-weight polyethylene (Hylamer) in combination with a 22.225 mm diameter zirconia femoral head. J Bone Joint Surg Br. avr 2003;85(3):376-9.
25. Masonis JL, Bourne RB, Ries MD, McCalden RW, Salehi A, Kelman DC. Zirconia femoral head fractures: A clinical and retrieval analysis. J Arthroplasty. oct 2004;19(7):898-905.
26. Gremillard L. Biocéramiques: des monolithes aux composites [Internet] [thesis]. INSA de Lyon ; Université Claude Bernard - Lyon I; 2009 [cité 15 janv 2015]. Disponible sur: <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00565987/document>

27. Burger W, Richter HG. High Strength and Toughness Alumina Matrix Composites by Transformation Toughening and « In Situ » Platelet Reinforcement (ZPTA) - The New Generation of Bioceramics. *Key Eng Mater.* 2001;192-195:545-8.
28. Insley GM, Streicher RM. Next Generation Ceramics Based on Zirconia Toughened Alumina for Hip Joint Prostheses. *Key Eng Mater.* 2004;254-256:675-8.
29. Chevalier J, Grandjean S, Kuntz M, Pezzotti G. On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials.* oct 2009;30(29):5279-82.
30. Pezzotti G, Saito T, Padeletti G, Cossari P, Yamamoto K. Nano-scale topography of bearing surface in advanced alumina/zirconia hip joint before and after severe exposure in water vapor environment. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc.* juin 2010;28(6):762-6.
32. Elpers M, Nam D, Boydston-White S, Ast MP, Wright TM, Padgett DE. Zirconia Phase Transformation, Metal Transfer, and Surface Roughness in Retrieved Ceramic Composite Femoral Heads in Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty.* nov 2014;29(11):2219-23.
33. Taddei P, Modena E, Traina F, Affatato S. Raman and fluorescence investigations on retrieved Biolox[®] delta femoral heads. *J Raman Spectrosc.* 1 déc 2012;43(12):1868-76.
34. Pfaff HG. Ceramic component failure and the role of proof testing. *Clin Orthop.* oct 2000;(379):29-33.
35. 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.* juin 2011;469(6):1547-53.
36. 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):e1307-13.
37. Rodriguez JA, Rathod PA. Large diameter heads: is bigger always better? *J Bone Joint Surg Br.* nov 2012;94(11 Suppl A):52-4.
38. Rodriguez JA, Cooper HJ. Large ceramic femoral heads: what problems do they solve? *Bone Jt J.* nov 2013;95-B(11 Suppl A):63-6.
39. 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-A(2):376-8.
40. Sariali E, Lazennec JY, Khiami F, Catonné Y. Mathematical evaluation of jumping distance in total hip arthroplasty. *Acta Orthop.* 1 janv 2009;80(3):277-82.
41. Sariali E, Lazennec JY, Khiami F, Catonné Y. Mathematical evaluation of jumping distance in total hip arthroplasty: Influence of abduction angle, femoral head offset, and head diameter. *Acta Orthop.* janv 2009;80(3):277-82.

42. Massin P, Lopes R, Masson B, Mainard D, French Hip & Knee Society (SFHG). Does Biolox Delta ceramic reduce the rate of component fractures in total hip replacement? *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. oct 2014;100(6 Suppl):S317-21.
43. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Jt Surg*. 1 mars 1978;60(2):217-20.
44. Butt U, Knowles D. A fractured and immovable ceramic liner in a screw-fixed acetabular shell during total hip arthroplasty: a case report. *J Orthop Surg Hong Kong*. déc 2012;20(3):395-7.
45. Pulliam IT, Trousdale RT. Fracture of a ceramic femoral head after a revision operation. A case report. *J Bone Joint Surg Am*. janv 1997;79(1):118-21.
46. Koo K-H, Ha Y-C, Kim S-Y, Yoon K-S, Min B-W, Kim S-R. Revision of ceramic head fracture after third generation ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. janv 2014;29(1):214-8.
47. Dürr HR. [The problem of fractures of ceramic heads. What should be done?]. *Orthop*. août 2009;38(8):698-703.
48. Barrack RL, Burak C, Skinner HB. Concerns about ceramics in THA. *Clin Orthop*. déc 2004;(429):73-9.
49. Hannouche D, Delambre J, Zadegan F, Sedel L, Nizard R. Is there a risk in placing a ceramic head on a previously implanted trunion? *Clin Orthop*. déc 2010;468(12):3322-7.
50. Kurtz SM, Kocagöz SB, Hanzlik JA, Underwood RJ, Gilbert JL, MacDonald DW, et al. Do ceramic femoral heads reduce taper fretting corrosion in hip arthroplasty? A retrieval study. *Clin Orthop*. oct 2013;471(10):3270-82.
51. Goldberg JR, Gilbert JL, Jacobs JJ, Bauer TW, Paprosky W, Leurgans S. A multicenter retrieval study of the taper interfaces of modular hip prostheses. *Clin Orthop*. août 2002;(401):149-61.
52. Gozzini PA, Schmid C, Dalla Pria P. Massive wear in a CoCrMo head following the fracture of an alumina head. *Hip Int*. (Vol. 12 Issue 1 (January - March 2002)):37-42.
53. Matziolis G, Perka C, Disch A. Massive metallosis after revision of a fractured ceramic head onto a metal head. *Arch Orthop Trauma Surg*. févr 2003;123(1):48-50.
54. Kempf I, Semlitsch M. Massive wear of a steel ball head by ceramic fragments in the polyethylene acetabular cup after revision of a total hip prosthesis with fractured ceramic ball. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1990;109(5):284-7.
55. Kim Y, Kim Y-H, Hwang K-T, Choi I-Y. Isolated Acetabular Revision With Ceramic-on-Ceramic Bearings Using a Ceramic Head With a Metal Sleeve. *J Arthroplasty*. 13 mars 2014;

56. Ganzer D, Forke L, Irlenbusch U. Two-year follow-up of revision total hip arthroplasty using a ceramic revision head with a retained well-fixed femoral component: a case series. *J Med Case Reports*. 17 déc 2014;8(1):434.
57. Pospischill M, Knahr K. Strategies for head and inlay exchange in revision hip arthroplasty. *Int Orthop*. févr 2011;35(2):261-5.
58. Allain J, Goutallier D, Voisin MC, Lemouel S. Failure of a Stainless-Steel Femoral Head of a Revision Total Hip Arthroplasty Performed after a Fracture of a Ceramic Femoral Head. A Case Report*. *J Bone Jt Surg*. 1 sept 1998;80(9):1355-60.
59. Garino JP. Modern ceramic-on-ceramic total hip systems in the United States: early results. *Clin Orthop*. oct 2000;(379):41-7.
60. Nizard RS, Sedel L, Christel P, Meunier A, Soudry M, Witvoet J. Ten-year survivorship of cemented ceramic-ceramic total hip prosthesis. *Clin Orthop*. sept 1992;(282):53-63.
61. Valancius K, Søballe K, Nielsen PT, Laursen MB. No superior performance of hydroxyapatite-coated acetabular cups over porous-coated cups. *Acta Orthop*. déc 2013;84(6):544-8.
62. Park Y-S, Park S-J, Lim S-J. Ten-year results after cementless THA with a sandwich-type alumina ceramic bearing. *Orthopedics*. nov 2010;33(11):796.
63. Viste A, Chouteau J, Desmarchelier R, Fessy M-H. Fractures of a sandwich ceramic liner at ten year follow-up. *Int Orthop*. mai 2012;36(5):955-60.
64. Hwang D-S, Kim Y-M, Lee C-H. Alumina femoral head fracture in uncemented total hip arthroplasty with a ceramic sandwich cup. *J Arthroplasty*. avr 2007;22(3):468-71.
65. Bobyn JD, Pilliar RM, Cameron HU, Weatherly GC. The optimum pore size for the fixation of porous-surfaced metal implants by the ingrowth of bone. *Clin Orthop*. août 1980;(150):263-70.
66. Powers CC, Ho H, Beykirch SE, Huynh C, Hopper RH, Engh CA, et al. A comparison of a second- and a third-generation modular cup design: is new improved? *J Arthroplasty*. juin 2010;25(4):514-21.
67. Carvajal Alba JA, Schiffman ED, Scully SP, Parvataneni HK. Incomplete Seating of a Metal-Backed Alumina Liner in Ceramic-on-Ceramic Total Hip Arthroplasty. *Orthopedics*. 1 janv 2010;33(1):15-9.
68. Hwang SK, Oh J-R, Her MS, Shim YJ, Cho TY, Kwon SM. Fracture-dissociation of ceramic liner. *Orthopedics*. août 2008;31(8):804.
69. Mesko JW. Acute liner disassociation of a Pinnacle acetabular component. *J Arthroplasty*. août 2009;24(5):815-8.

70. Mayer SW, Wellman SS, Bolognesi MP, Attarian DE. Late liner disassociation of a Pinnacle system acetabular component. *Orthopedics*. avr 2012;35(4):e561-5.
71. Hamilton WG, McAuley JP, Dennis DA, Murphy JA, Blumenfeld TJ, Politi J. THA with Delta ceramic on ceramic: results of a multicenter investigational device exemption trial. *Clin Orthop*. févr 2010;468(2):358-66.
72. Squire M, Griffin WL, Mason JB, Peindl RD, Odum S. Acetabular component deformation with press-fit fixation. *J Arthroplasty*. sept 2006;21(6 Suppl 2):72-7.
73. D'aubigne RM, Postel M. Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis. *J Bone Joint Surg Am*. juin 1954;36-A(3):451-75.
74. Delaunay C, Epinette J-A, Dawson J, Murray D, Jolles B-M. Validation de la version française du score de hanche Oxford-12. *Rev Chir Orthopédique Traumatol*. avr 2009;95(2):107-16.
75. Pradhan R. Planar anteversion of the acetabular cup as determined from plain anteroposterior radiographs. *J Bone Joint Surg Br*. mai 1999;81(3):431-5.
76. DeLee JG, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop*. déc 1976;(121):20-32.
77. Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC. « Modes of failure » of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop*. juin 1979;(141):17-27.
78. Engh CA, Massin P, Suthers KE. Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components. *Clin Orthop*. août 1990;(257):107-28.
79. Jameson SS, Baker PN, Mason J, Rymaszewska M, Gregg PJ, Deehan DJ, et al. Independent predictors of failure up to 7.5 years after 35 386 single-brand cementless total hip replacements: a retrospective cohort study using National Joint Registry data. *Bone Jt J*. juin 2013;95-B(6):747-57.
80. Hallan G, Lie SA, Furnes O, Engesaeter LB, Vollset SE, Havelin LI. Medium- and long-term performance of 11,516 uncemented primary femoral stems from the Norwegian arthroplasty register. *J Bone Joint Surg Br*. déc 2007;89(12):1574-80.
81. Annual Report 2014 [Internet]. [cité 11 janv 2015]. Disponible sur: <https://aoanjrr.dmac.adelaide.edu.au/documents/10180/172286/Annual%20Report%202014>
82. Lombardi AV, Berend KR, Seng BE, Clarke IC, Adams JB. Delta Ceramic-on-Alumina Ceramic Articulation in Primary THA Prospective, Randomized FDA-IDE Study and Retrieval Analysis. *Clin Orthop*. févr 2010;468(2):367-74.

83. Kang B-J, Ha Y-C, Hwang S-C, Lee Y-K, Koo K-H. Midterm Results of Large Diameter BioloX Forte Ceramic Head on Delta Ceramic Liner Articulation in Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty*. déc 2014;29(12):2412-4.
84. Wang W, Guo W, Yue D, Shi Z, Zhang N, Liu Z, et al. Fourth-generation ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty in patients of 55 years or younger: short-term results and complications analysis. *Chin Med J (Engl)*. 2014;127(12):2310-5.
85. Taheriazam A, Mohajer MA, Aboulghasemian M, Hajipour B. Fracture of the alumina-bearing couple delta ceramic liner. *Orthopedics*. janv 2012;35(1):e91-3.
86. Cawley DT, Curtin PD, Lohan D, O'Sullivan M, Curtin W. The Corail® stem for the treatment of displaced femoral neck fractures - a viable alternative. *Hip Int*. 2011;21(2):243-50.
87. Hardy DCR. Fractures of the femoral neck treated with a full HA-coated femoral stem A ten-year survey of 110 consecutive patients. *Surg Technol Int*. avr 2010;19:177-84.
88. D'Antonio JA, Capello WN, Naughton M. High survivorship with a titanium-encased alumina ceramic bearing for total hip arthroplasty. *Clin Orthop*. févr 2014;472(2):611-6.
89. Vidalain J-P. Twenty-year results of the cementless Corail stem. *Int Orthop*. févr 2011;35(2):189-94.
90. D'Antonio JA, Capello WN, Manley MT, Feinberg J. Hydroxyapatite coated implants. Total hip arthroplasty in the young patient and patients with avascular necrosis. *Clin Orthop*. nov 1997;(344):124-38.
91. Skinner HB, Kim AS, Keyak JH, Mote CD. Femoral prosthesis implantation induces changes in bone stress that depend on the extent of porous coating. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc*. juill 1994;12(4):553-63.
92. Røkkum M, Reigstad A. Total hip replacement with an entirely hydroxyapatite-coated prosthesis: 5 years' follow-up of 94 consecutive hips. *J Arthroplasty*. sept 1999;14(6):689-700.
93. Cho J-H, Garino JP, Choo S-K, Han K-Y, Kim J-H, Oh H-K. Seven-year results of a tapered, titanium, hydroxyapatite-coated cementless femoral stem in primary total hip arthroplasty. *Clin Orthop Surg*. déc 2010;2(4):214-20.
94. Reikerås O, Gunderson RB. Excellent results of HA coating on a grit-blasted stem: 245 patients followed for 8-12 years. *Acta Orthop Scand*. avr 2003;74(2):140-5.
95. Capello WN, D'Antonio JA, Feinberg JR, Manley MT. Ten-year results with hydroxyapatite-coated total hip femoral components in patients less than fifty years old. A concise follow-up of a previous report. *J Bone Joint Surg Am*. mai 2003;85-A(5):885-9.

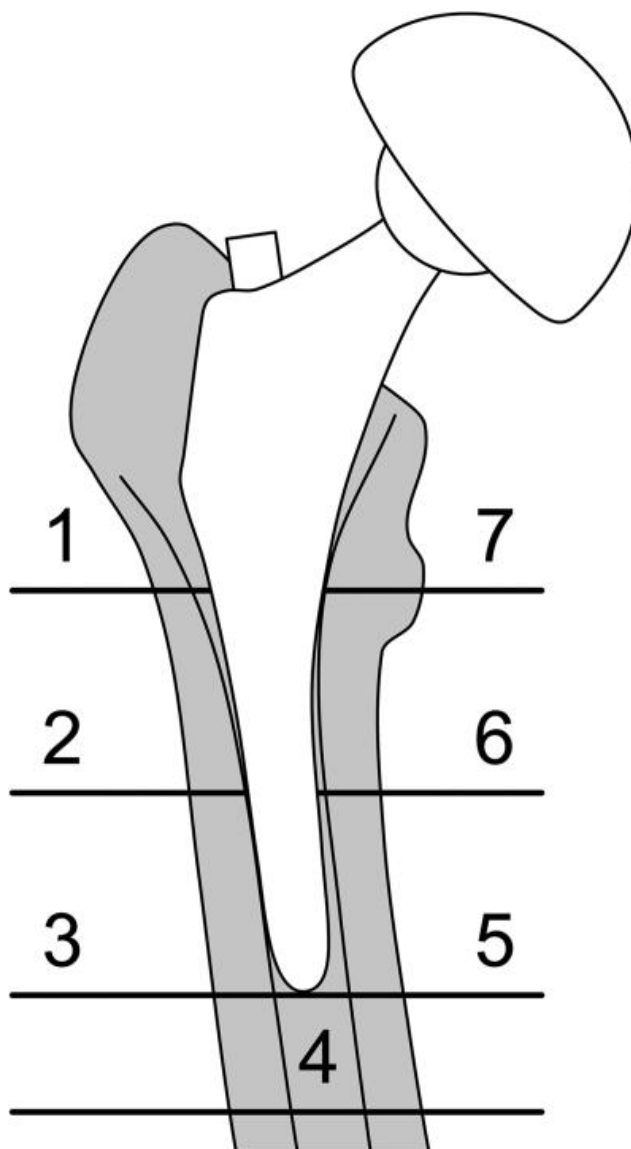
96. Froimson MI, Garino J, Machenaud A, Vidalain JP. Minimum 10-year Results of a Tapered, Titanium, Hydroxyapatite-Coated Hip Stem: An Independent Review. *J Arthroplasty*. janv 2007;22(1):1-7.
97. Callary SA, Campbell DG, Mercer GE, Nilsson KG, Field JR. The 6-year migration characteristics of a hydroxyapatite-coated femoral stem: a radiostereometric analysis study. *J Arthroplasty*. août 2012;27(7):1344-8.e1.
98. Schewelov T von, Ahlborg H, Sanzén L, Besjakov J, Carlsson A. Fixation of the fully hydroxyapatite-coated Corail stem implanted due to femoral neck fracture: 38 patients followed for 2 years with RSA and DEXA. *Acta Orthop*. avr 2012;83(2):153-8.
99. Walter WL, O'Toole GC, Walter WK, Ellis A, Zicat BA. Squeaking in Ceramic-on-Ceramic Hips: The Importance of Acetabular Component Orientation. *J Arthroplasty*. juin 2007;22(4):496-503.
100. 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.
101. Restrepo C, Parvizi J, Kurtz SM, Sharkey PF, Hozack WJ, Rothman RH. The noisy ceramic hip: is component malpositioning the cause? *J Arthroplasty*. août 2008;23(5):643-9.
102. Ranawat AS, Ranawat CS. The squeaking hip: a cause for concern-agrees. *Orthopedics*. sept 2007;30(9):738, 743.
103. Baek S-H, Kim S-Y. Cementless total hip arthroplasty with alumina bearings in patients younger than fifty with femoral head osteonecrosis. *J Bone Joint Surg Am*. juin 2008;90(6):1314-20.
104. Keurentjes JC, Kuipers RM, Wever DJ, Schreurs BW. High incidence of squeaking in THAs with alumina ceramic-on-ceramic bearings. *Clin Orthop*. juin 2008;466(6):1438-43.
105. McDonnell SM, Boyce G, Baré J, Young D, Shimmin AJ. The incidence of noise generation arising from the large-diameter Delta Motion ceramic total hip bearing. *Bone Jt J*. févr 2013;95-B(2):160-5.
106. Buttaro MA, Zanotti G, Comba FM, Piccaluga F. Squeaking in a Delta ceramic-on-ceramic uncemented total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. juin 2012;27(6):1257-9.
107. Morlock M, Nassutt R, Janssen R, Willmann G, Honl M. Mismatched wear couple zirconium oxide and aluminum oxide in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. déc 2001;16(8):1071-4.
108. Glaser D, Komistek RD, Cates HE, Mahfouz MR. Clicking and squeaking: in vivo correlation of sound and separation for different bearing surfaces. *J Bone Joint Surg Am*. nov 2008;90 Suppl 4:112-20.

109. Sariali E, Stewart T, Jin Z, Fisher J. Three-dimensional modeling of in vitro hip kinematics under micro-separation regime for ceramic on ceramic total hip prosthesis: An analysis of vibration and noise. *J Biomech.* 19 janv 2010;43(2):326-33.
110. Sanders AP, Dudhiya PJ, Brannon RM. Thin Hard Crest on the Edge of Ceramic Acetabular Liners Accelerates Wear in Edge Loading. *J Arthroplasty.* janv 2012;27(1):150-2.
111. Chevillotte C, Trousdale RT, Chen Q, Guyen O, An K-N. The 2009 Frank Stinchfield Award: « Hip squeaking »: a biomechanical study of ceramic-on-ceramic bearing surfaces. *Clin Orthop.* févr 2010;468(2):345-50.
112. Yang CC, Kim RH, Dennis DA. The squeaking hip: a cause for concern-disagrees. *Orthopedics.* sept 2007;30(9):739-42.
113. Owen DH, Russell NC, Smith PN, Walter WL. An estimation of the incidence of squeaking and revision surgery for squeaking in ceramic-on-ceramic total hip replacement: a meta-analysis and report from the Australian Orthopaedic Association National Joint Registry. *Bone Jt J.* févr 2014;96-B(2):181-7.
114. Dacheux C, Bocquet D, Migaud H, Girard J. Incidental discovery of an undisplaced ceramic liner fracture at total hip arthroplasty revision for squeaking. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR.* sept 2013;99(5):631-4.
115. Abdel MP, Heyse TJ, Elpers ME, Mayman DJ, Su EP, Pellicci PM, et al. Ceramic Liner Fractures Presenting as Squeaking After Primary Total Hip Arthroplasty. *J Bone Jt Surg.* 1 janv 2014;96(1):27-31.
116. Matar WY, Restrepo C, Parvizi J, Kurtz SM, Hozack WJ. Revision Hip Arthroplasty for Ceramic-on-Ceramic Squeaking Hips Does Not Compromise the Results. *J Arthroplasty.* sept 2010;25(6, Supplement):81-6.
117. Girard J, Kern G, Migaud H, Delaunay C, Ramdane N, Hamadouche M. Reprise de prothèse totale de hanche primaire pour instabilité : étude prospective multicentrique en France. *Rev Chir Orthopédique Traumatol.* sept 2013;99(5):456-61.
118. Lachiewicz PF, Soileau ES. Low Early and Late Dislocation Rates with 36- and 40-mm Heads in Patients at High Risk for Dislocation. *Clin Orthop Relat Res.* 1 févr 2013;471(2):439-43.

6. ANNEXES

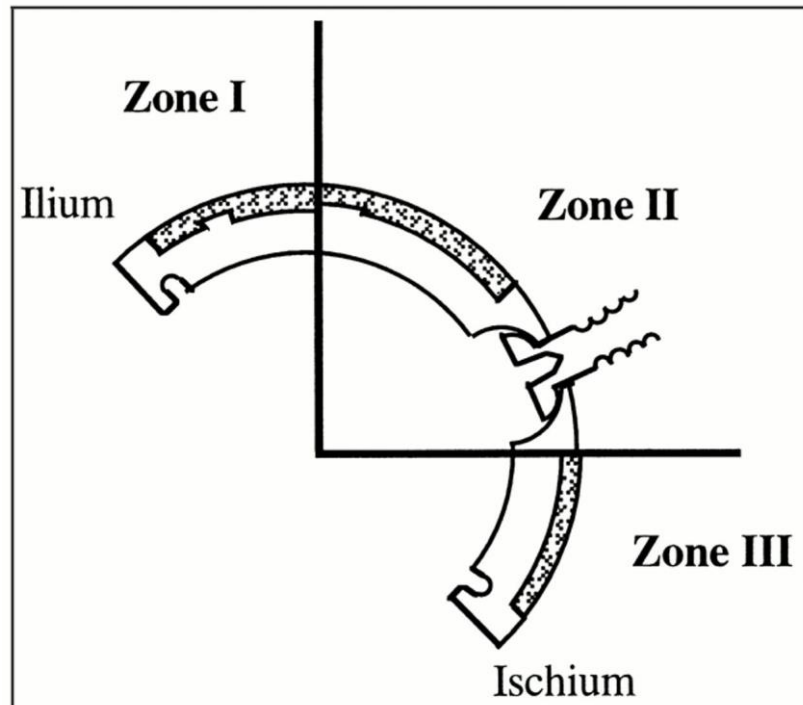
6.1. ZONES DE GRUEN

Bien que décrite pour des tiges fémorales cimentées en 1979, les zones de Gruen sont largement utilisées pour des tiges sans ciment.



6.2. ZONES DE DELEE ET CHARNLEY

Egalement décrites pour les prothèses de hanche cimentées, les zones de DeLee et Charnley sont régulièrement utilisées pour les prothèses de hanche sans ciment.



6.3. SCORE ARA

Décrit par Charles Engh et Philippe Massin pour l'analyse des tiges sans ciment en 1994, le score de départ est de 6, chaque signe radiographique est pondéré, l'ostéointégration est Excellente (6-5), bonne (4), moyenne (3) ou mauvaise (2-1).

Paramètres	Signes « neutres »	-1pt	-2pts	-3pts	-4pts
Lignes réactives	zones lisses	zone 1A	< 50% zones HA ou poreuses	>50% zones HA ou poreuses	
Liserés	-	-	zones lisses	zones HA ou poreuses	
Calcar	atrophie modérée	atrophie sévère	hypertrophie	-	
Piédestal	-	oss. isolée zone 4	stable	instable	
Ep*. cortical	isolé zone 5	global	isolé zone 3	-	
Ostéolyse	-	calcar	débutante	-	évolutive
Migration ou varus			modérée		sévère
Détérioration interface	-	stable	évolutive	-	-
Résultat	Total sur 6 points	≥5 Excellent	4 Bon	3 Moyen	≤2 Mauvais

* Épaississement.

6.4. SCORE DE POSTEL-MERLE D'AUBIGNÉ

Publié en 1954 par l'équipe de l'hôpital Cochin, ce score est probablement le plus utilisé en France. Il est simple d'utilisation et prend en compte trois paramètres douleur, marche et mobilité (flexion et abduction), ces paramètres sont notés de 0 à 6 dans la forme originale.

Matta a modifié le score en 1986 en supprimant la valeur 0.

Score	Douleur	Marche	Mobilité articulaire (%)
6	Aucune	Normale	95 - 100%
5	Légère ou intermittente	Légère boiterie sans canne	80 - 94%
4	Douleur après marche	Marche longue distance avec canne ou béquille	60 - 79%
3	Douleur présente mais marche possible	Limitée malgré une aide	40 - 59%
2	Importante à la marche	Très limitée	
1	Empêche la marche	Alité	0- 39 %

6.5. SCORE D'OXFORD

Initialement chaque item du score de Oxford était noté de 1 à 5, 1 étant le meilleur résultat et 5 le moins bon, le meilleur résultat final était donc de 12 et le moins bon de 60. Cette méthode étant peu intuitive les auteurs ont proposé une correction en 2007, la notation se fait de 0 à 4, la meilleur note devient 48.

1. During the past 4 weeks, how would you describe the pain you usually had from your hip?

None ¹	Very mild ²	Mild ³	Moderate ⁴	Severe ⁵

2. During the past 4 weeks, have you had any trouble with washing and drying yourself (all over) because of your hip?

No trouble at all ¹	Very little trouble ²	Moderate trouble ³	Extreme difficulty ⁴	Impossible to do ⁵

3. During the past 4 weeks, have you had any trouble getting in and out of a car or using public transport because of your hip?

No trouble at all ¹	Very little trouble ²	Moderate trouble ³	Extreme difficulty ⁴	Impossible to do ⁵

4. During the past 4 weeks, have you been able to put on a pair of socks, stocking or tights?

Yes, easily ¹	With little difficulty ²	With moderate difficulty ³	With extreme difficulty ⁴	No, impossible ⁵

5. During the past 4 weeks, could you do the household shopping on your own?

Yes, easily ¹	With little difficulty ²	With moderate difficulty ³	With extreme difficulty ⁴	No, impossible ⁵

6. During the past 4 weeks, for how long have you been able to walk before pain from your hip becomes severe (with or without a stick)?

No pain/more than 30 minutes ¹	16 – 30 minutes ²	5 – 15 minutes ³	Around the house only ⁴	Not at all – pain severe on walking ⁵

7. During the past 4 weeks, have you been able to climb a flight of stairs?

Yes, easily ¹	With little difficulty ²	With moderate difficulty ³	With extreme difficulty ⁴	No, impossible ⁵

8. During the past 4 weeks, after a meal (sat at a table), how painful has it been for you to stand up from a chair because of your hip?

Not at all painful ¹	Slightly painful ²	Moderately painful ³	Very painful ⁴	Unbearable ⁵

9. During the past 4 weeks, have you been limping when walking because of your hip?

Rarely/never ¹	Sometimes, or just at first ²	Often, not just at first ³	Most of the time ⁴	All of the time ⁵

10. During the past 4 weeks, have you had any sudden or severe pain – 'shooting', 'stabbing', or 'spasms' – from the affected hip?

No days ¹	Only 1 or 2 days ²	Some days ³	Most days ⁴	Every day ⁵

11. During the past 4 weeks, how much has pain from your hip interfered with your usual work (including housework)?

Not at all ¹	A little bit ²	Moderately ³	Greatly ⁴	Totally ⁵

12. During the past 4 weeks, have you been troubled by pain from your hip in bed at night?

No nights ¹	Only 1 or 2 nights ²	Some nights ³	Most nights ⁴	Every night ⁵

**MOUTON Tanguy : Suivi observationnel d'une série de prothèses de hanche à couple de frottement
céramique – céramique Delta[®]. A propos d'une série continue de 153 patients**

Nbr 104f. 48 ill.6 tab.

Th. Méd : Lyon 2015 N°

Résumé : *Introduction :* le couple de frottement en céramique composite est une option pour l'arthroplastie de hanche chez les sujets jeunes (<60 ans). Nous présentons les résultats à moyen terme d'une céramique composite dans le service d'orthopédie du centre hospitalier Lyon Sud.

Patients et Méthodes : une étude rétrospective uni centrique mono opérateur (MHF) a été menée sur les arthroplasties de hanche de première intention effectuées du 1^{er} septembre 2006 au 31 décembre 2008 pour lesquelles un couple de frottement en céramique Delta[®](CeramTec[™]) était utilisé.

Résultats : 160 patients ont été inclus, 2 patients sont décédés et 5 ont été perdus de vue. L'âge moyen à l'inclusion était de 57.1 an (19.5 – 76.9, ET = 10.6), il y avait 56 femmes et 106 hommes, une tête de 36 mm a été posée chez 144 patients. 153 patients ont été réévalués (consultation n = 91, entretien téléphonique et radiographie n =69) avec un recul moyen de 74.3 mois (51 – 98). Le score PMA était de 17.8 au dernier recul vs 12.7 en préopératoire (p=0.0001), le score de Oxford au dernier recul était de 47.1 (31 – 48, ET = 2.51). Aucune usure ni granulome n'ont été observés, le score d'intégration de la tige était bon ou excellent dans 99.3% des cas, l'inclinaison moyenne de la cupule était de 52° et l'antéversion moyenne de 27.9°. Nous avons observé une fracture d'insert, le couple insert/tête a été remplacé par de nouveaux implants en céramique Delta. Nous n'avons pas observé de fracture de tête fémorale. Nous avons observé huit autres reprises : trois pour descellement fémoral, trois pour instabilité, deux pour infection tardive. Deux patients rapportaient un grincement quotidien, trois patients un bruit hebdomadaire, huit patients rapportaient un bruit occasionnel, il n'y avait pas de corrélation entre la survenue d'un grincement et le sexe, la taille, le poids, le type de tige, la longueur du col, l'inclinaison et l'antéversion acétabulaire. Tous les grincements sont survenus chez des patients porteurs d'une tête de 36 mm (ns).

Le taux de survie du couple Corail/Pinnacle[®] avec utilisation d'implants en céramique BioloX Delta[®] était de 94.5% à 7.9 ans en considérant comme échec toute reprise chirurgicale.

Discussion : l'arthroplastie de hanche utilisant un couple de frottement en céramique de quatrième génération donne de bons résultats chez des patients jeunes et actifs, le taux de rupture est faible si la technique de pose est rigoureuse.

Mots clés :

**Etude observationnelle
Prothèse totale de hanche
Céramique Delta[®]**

Jury :

Président
Membres

Monsieur le Professeur Michel-Henry FESSY
Monsieur le Professeur Franck CHOTEL
Monsieur le Professeur Sébastien LUSTIG
Monsieur le Professeur Frédéric RONGIERAS
Monsieur le Docteur Romain DESMARCHELIER

Adresse de l'auteur :

Tanguy Mouton, 53 rue de la Madeleine 69007 LYON
tanguy.moutonsmit@gmail.com