



UNIVERSITE DE LIMOGES
FACULTE DE MEDECINE

Année 2004

SCD UNIV.LIMOGES



D 035 147204 2

Thèse n° 134

17

**REVUE A 10 ANS DE DEUX COUPLES DE
FROTTEMENT CERAMIQUES INNOVANTS :**
*Expérience du Service d'Orthopédie
de Limoges sur 170 PTH implantées
entre 1993 et 1996.*

THESE

POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE

Présentée et soutenue publiquement le
8 Octobre 2004

Par

Cédric COSTE

Interne des Hôpitaux de Limoges
Né le 04 août 1972 à Feurs

MEMBRES DU JURY

J.P. ARNAUD, <i>Professeur</i>	Président
J.L. CHARISSOUX, <i>Professeur</i>	Juge
Ch. MABIT, <i>Professeur</i>	Juge
A. MAUBON, <i>Professeur</i>	Juge
D. MOULIES, <i>Professeur</i>	Juge
Th. CHARTIER, <i>Docteur</i>	Juge
D. SETTON, <i>Docteur</i>	Membre invité



UNIVERSITE DE LIMOGES
FACULTE DE MEDECINE

Année 2004

Thèse n° 134

***REVUE A 10 ANS DE DEUX COUPLES DE
FROTTEMENT CERAMIQUES INNOVANTS :
Expérience du Service d'Orthopédie
de Limoges sur 170 PTH implantées
entre 1993 et 1996.***

THESE

POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE

Présentée et soutenue publiquement le
8 Octobre 2004

Par

Cédric COSTE

Interne des Hôpitaux de Limoges
Né le 04 août 1972 à Feurs

MEMBRES DU JURY

J.P. ARNAUD, <i>Professeur</i>	Président
J.L. CHARISSOUX, <i>Professeur</i>	Juge
Ch. MABIT, <i>Professeur</i>	Juge
A. MAUBON, <i>Professeur</i>	Juge
D. MOULIES, <i>Professeur</i>	Juge
Th. CHARTIER, <i>Docteur</i>	Juge
D. SETTON, <i>Docteur</i>	Membre invité

**UNIVERSITE DE LIMOGES
FACULTE DE MEDECINE**

DOYEN DE LA FACULTE:

Monsieur le Professeur **VANDROUX** Jean-Claude

ASSESEURS:

Monsieur le Professeur **LASKAR** Marc

Monsieur le Professeur **VALLEIX** Denis

Monsieur le Professeur **COGNE** Michel

SECRETAIRE GENERAL DE LA FACULTE - CHEF DES SERVICES ADMINISTRATIFS

ROCHE Doriane

PROFESSEURS DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS:

* C.S = Chef de Service

ACHARD Jean-Michel	PHYSIOLOGIE
ADENIS Jean-Paul * (C.S)	OPHTALMOLOGIE
ALAIN Jean-Luc	CHIRURGIE INFANTILE
ALDIGIER Jean-Claude (C.S)	NEPHROLOGIE
ARCHAMBEAUD-MOUVEROUX Françoise (C.S)	MEDECINE INTERNE
ARNAUD Jean-Paul (C.S)	CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE ET TRAUMATOLOGIQUE
AUBARD Yves (C.S)	GYNECOLOGIE-OBSTETRIQUE
	HISTOLOGIE EMBRYOLOGIE CYTOGENETIQUE
BEDANE Christophe (C.S)	DERMATOLOGIE
BERTIN Philippe	THERAPEUTIQUE
BESSEDE Jean-Pierre	OTO-RHINO-LARYNGOLOGIE
BONNAUD François (C.S)	PNEUMOLOGIE
BONNETBLANC Jean-Marie	DERMATOLOGIE
BORDESSOULE Dominique (C.S)	HEMATOLOGIE ET TRANSFUSION
BOUTROS-TONI Fernand (surnombre)	STATISTIQUE ET INFORMATIQUE MEDICALE
CHAPOT René	RADIOLOGIE ET IMAGERIE MEDICALE
CHARISSOUX Jean-Louis	CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE ET TRAUMATOLOGIQUE
CLAVERE Pierre (C.S)	RADIOTHERAPIE
CLEMENT Jean-Pierre (C.S)	PSYCHIATRIE ADULTES
COGNE Michel (C.S)	IMMUNOLOGIE
COLOMBEAU Pierre	UROLOGIE
CORNU Elisabeth	CHIRURGIE THORACIQUE ET CARDIO-VASCULAIRE
COURATIER Philippe	NEUROLOGIE
CUBERTAFOND Pierre	CLINIQUE DE CHIRURGIE DIGESTIVE
DANTOINE Thierry	GERIATRIE ET BIOLOGIE DU VIEILLISSEMENT
DARDE Marie-Laure (C.S)	PARASITOLOGIE
DE LUMLEY WOODYEAR Lionel (C.S)	PEDIATRIE
DENIS François (C.S)	BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE-HYGIENE
DESCOTTES Bernard (C.S)	ANATOMIE
DUDOGNON Pierre (C.S)	REEDUCATION FONCTIONNELLE
DUMAS Jean-Philippe (C.S)	CHIRURGIE UROLOGIQUE ET ANDROLOGIE
DUMONT Daniel (C.S)	MEDECINE DU TRAVAIL
DUPUY Jean-Paul (surnombre)	RADIOLOGIE ET IMAGERIE MEDICALE
FEISS Pierre (C.S)	ANESTHESIOLOGIE ET REANIMATION CHIRURGICALE
FEUILLARD Jean (C.S)	HEMATOLOGIE
GAINANT Alain (CoS)	CHIRURGIE DIGESTIVE
GAROUX Roger (C.S)	PEDOPSYCHIA TRIE
GASTINNE Hervé (C.S)	REANIMATION MEDICALE
JAUBERTEAU-MARCHAN Marie-Odile	IMMUNOLOGIE
LABROUSSE François (C.S)	ANATOMIE ET CYTOLOGIE PATHOLOGIQUE
LACROIX Philippe	CHIRURGIE THORACIQUE ET CARDIO-VASCULAIRE
LASKAR Marc (C.S)	CHIRURGIE THORACIQUE ET CARDIO-VASCULAIRE
LE MEUR Yannick	NEPRHOLOGIE
LEROUX-ROBERT Claude (surnombre)	NEPHROLOGIE
LIENHARDT -ROUSSIE Anne	PEDIATRIE
MABIT Christian	ANATOMIE-CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE ET TRAUMA
MARQUET Pierre	TOLOGIQUE PHARMACOLOGIE ET TOXICOLOGIE

MAUBON Antoine (C.S)
MELLONI Boris
MENIER Robert (surnombre)
MERLE Louis
MOREAU Jean-Jacques (C.S)
MOULIES Dominique (C.S)
NATHAN-DENIZOT Nathalie
PARAF François
PILLE GAND Bernard (C.S)
PIVA Claude (C.S)
PREUX Pierre-Marie
RIGAUD Michel (CoS)
SALLE Jean-Yves
SAUTEREAU Denis
SAUVAGE Jean-Pierre (C.S)
STURTZ Franck
TEISSIER-CLEMENT Marie-Pierre
TREVES Richard (C.S)
TUBIANA.MATHIEU Nicole (C.S)
VALLAT Jean-Michel (C.S)
VALLEIX Denis
VANDROUX Jean-Claude (C.S)
VERGNENEGRE Alain (C.S)
VIDAL Elisabeth (C.S)
VIGNON Philippe
VIROT Patrice (C.S)
WEINBRECK Pierre (C.S)

RADIOLOGIE
PNEUMOLOGIE
PHYSIOLOGIE
PHARMACOLOGIE
NEUROCHIRURGIE
CHIRURGIE INFANTILE
ANESTHESIOLOGIE ET REANIMATION CHIRURGICALE
ANATOMIE PATHOLOGIQUE
HEPA TO-GASTRO-ENTEROLOGIE
MEDECINE LEGALE
INFORMATION MEDICALE ET EVALUATION
BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLECULAIRE
MEDECINE PHYSIQUE ET READAPTATION
HEPA TO-GASTRO-ENTEROLOGIE
OTO-RHINO-LARYNGOLOGIE
BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLECULAIRE ENDOCRINOLOGIE,
DIABETE ET MALADIES METABOLIQUES
RHUMATOLOGIE
CANCEROLOGIE
NEUROLOGIE
ANATOMIE
BIOPHYSIQUE ET TRAITEMENT DE L'IMAGE
EPIDEMIOLOGIE-ECONOMIE DE LA SANTE-PREVENTION
MEDECINE INTERNE
REANIMATION MEDICALE
CARDIOLOGIE
MALADIES INFECTIEUSES

PROFESSEUR ASSOCIE A MI-TEMPS

BUCHON Daniel MEDECINE GENERALE

MAITRE DE CONFERENCES ASSOCIE

BUISSON Jean-Gabriel MEDECINE GENERALE

MAITRE DE CONFERENCES DES UNIVERSITES-PRATICIENS HOSPITALIERS

ALAIN Sophie	Bactériologie - virologie - hygiène hospitalière Explorations
ANTONINI Marie-Thérèse	Fonctionnelles Physiologiques
BOUTEILLE Bernard	Parasitologie - mycologie
CHABLE Hélène	Biochimie et génétique moléculaire, chimie des explorations fonctionnelles
DAVIET Jean-Christophe	Médecine physique et réadaptation
DRUET-CABANAC Michel	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
DURAND-FONTANIER Sylvaine	Anatomie
ESCLAIRE Françoise	Laboratoire d'histologie cytologie, cytogénétique et de Biologie cellulaire et de la reproduction
JULIA Annie	Laboratoire d'hématologie
LAPLAUD Paul	Biochimie et génétique moléculaire, chimie des explorations fonctionnelles
MOUNIER Marcelle	Bactériologie - virologie - hygiène hospitalière
PETIT Barbara	Anatomie et cytologie pathologiques
PLOY Marie-Cécile	Bactériologie - virologie - hygiène hospitalière
RONDELAUD Daniel	Laboratoire d'histologie cytologie, cytogénétique et de Biologie cellulaire et de la reproduction
VERGNE-SALLE Pascale	Rhumatologie
YARDIN Catherine	Laboratoire d'histologie cytologie, cytogénétique et de Biologie cellulaire et de la reproduction

A notre Maître et Président de thèse

• • • •

Monsieur le Professeur ARNAUD,
Professeur de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique
Chef de Service de Chirurgie Orthopédique.

Vous nous avez fait l'honneur d'accepter la direction de cette thèse et vous nous avez guidé tout au long de ce travail. Nous avons apprécié votre personnalité et vos compétences dans l'exercice chirurgical. Veuillez trouver ici le témoignage de notre reconnaissance et de notre profond respect.

A nos Maîtres et Jury de thèse

• • • •

Monsieur le Professeur CHARISSOUX

Professeur de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique.

Vous nous faites le grand honneur de juger notre travail. Nous gardons un excellent souvenir des semestres passés, où nous avons pu bénéficier de votre expérience chirurgicale et de vos conseils avisés. Recevez l'expression de notre profonde estime et de notre reconnaissance.

Monsieur le Professeur MABIT

Professeur d'Anatomie,
Chirurgie Orthopédique et Traumatologique.

Nous sommes très honorés de l'intérêt que vous portez à notre travail et nous sommes sensibles à l'honneur que vous nous faites en acceptant de juger notre thèse. Ces années passées à vos côtés nous ont permis d'apprécier vos qualités humaines et chirurgicales ainsi que votre disponibilité. Soyez assuré de notre profond respect.

Monsieur le Professeur MAUBON

Professeur de Radiologie
Chef de Service de Radiologie.

Nous avons bénéficié de votre expérience et de votre exigence pour ce travail. Nous sommes heureux de votre collaboration et que vous ayez accepté de juger cette thèse.

Monsieur le Professeur MOULIES
Professeur de Chirurgie Infantile
Chef de Service de Chirurgie Infantile.

Vous nous avez accordé votre confiance pendant notre internat, et nous avons su apprécier vos compétences. Nous sommes fiers de pouvoir compter parmi vos élèves et heureux que vous ayez accepté de juger ce travail.

Monsieur le Docteur CHARTIER
Docteur en Science, HDR
Directeur de recherche au CNRS

Nous vous remercions pour votre aide et votre disponibilité constantes, vous nous permettez de donner à notre travail une saveur toute particulière. Veuillez trouver ici le témoignage de notre reconnaissance sincère.

Monsieur le Docteur SETTON
Docteur en Chirurgie Orthopédique

Nous sommes très heureux que vous ayez accepté de juger cette thèse. Nous vous remercions de votre participation et de votre disponibilité. Veuillez trouver ici un témoignage de notre respect et de notre admiration.

A nos Maître d'Internat

• • • •

Monsieur le Professeur **CUBERTAFOND**

Monsieur le Professeur **GAINANT**

Madame le Docteur **MATHONNET**

Monsieur le Professeur **DESCOTTES**

Monsieur le Professeur **VALLEIX**

Monsieur le Professeur **ARNAUD**

Monsieur le Professeur **CHARRISSOUX**

Monsieur le Professeur **MABIT**

Monsieur le Professeur **COLOMBEAU**

Monsieur le Professeur **DUMAS**

Monsieur le Docteur **PAULHAC**

Monsieur le Professeur **MOULIES**

Monsieur le Docteur **LONGIS**

Monsieur le Docteur **FOURCADE**

Monsieur le Docteur **TRAMOND**

A toutes les équipes avec qui nous avons travaillé

• • • •

Aux équipes de Chir. A Aile B, d'Urologie et d'Orthopédie ;

Aux équipes du Bloc Opératoire sans oublier les équipes de nuit ;

Aux secrétaires d'Orthopédie, et en particulier à Chantal de m'avoir aidé dans l'organisation de cette thèse ;

Aux surveillantes d'Orthopédie et de Chir. A.

Au service de Radiologie et en particulier à Bruno DEMERY, Didier JUDE et M^{me} COSTES pour avoir fait preuve d'un investissement exceptionnel pour la réalisation de ce travail ;

Vos qualités humaines et professionnelles m'ont permis de passer des stages d'Interne dans des conditions tout à fait satisfaisantes, la bonne humeur était présente, ces années sont passées à une vitesse incroyable.

**A Sophie PUEYO, statisticienne au CHU de BORDEAUX (*isped*).
Merci de votre disponibilité et de l'intérêt que vous avez porté à ce travail.**

Merci, à Jean-Christophe Morin des Laboratoires *AVENTIS*, à Jean-Jacques MARC de *PFIZER*, à André KERIZIT d'*IMPLANTS distribution* et David BRISTOW de *SERF*.

A mes amis,

JYB, et si on recommençait depuis le début !!! Non, ce n'est pas raisonnable. La course à pied (et oui, certains peuvent être surpris !) était notre sorte d'ouverture des JO : le triathlon magique ! Avec toi il régnait à Limoges une « certaine » douceur de vivre ! Quel plaisir de passer nos thèses ensemble ce jour.

Au potes Stéphanois :

Mex, La Pieuvre, tu as choisit la Martinique pour ton Internat, heureusement que les nouvelles technologies nous permettent de converser. La prochaine soirée suédoise, pas de « spéciale »...

Bert, ta ponctualité m'impressionne. Le début de cet Internat s'appelait « Le Crypton », on y retrouvait la cuvée « les Muz » toutes les semaines !

Fabien le bienheureux : ta petite famille, ta guitare, Internet, le dessin, un peu de Psychiatrie et un pas de danse unique !

Le Moars, « Qui aime le Moars, aime le S... » Comme quoi, il suffit d'y croire ! C'est contagieux. Bise à ta petite famille.

Liot la bouillotte : la lettre « a » a fait de toi un homme heureux et si on était à « des chiffres et des lettres » on te demanderait : « Chiffre ».

Jérôme, ta petite famille s'agrandit. Que de bons souvenirs restés aux portes de Djerba !

Dams, et oui, même les allemands ont le droit de faire du Métal ! Et à 5 heures du mat., ça s'écoute sans fin !

Aux Limougeaud :

Nathalie ou les meilleures chambres d'hôtes du Limosin ou bien encore le petit coin des conversations, parole de squatteur !!!

A mes co-internes et amis : Antoine, colocataire en début de cet Internat et il paraît qu'on n'a pas fini de se voir ! **Anthony**, ou l'homme idéal, bonne continuation à Toulouse et fait attention à Pom's. **Bertrand**, on n'a n'en pas fini avec les grossières. **Christophe**, taxi et garde meubles de luxe, mille fois merci. **Jérôme**, tu aurais pu faire les JO de tir à la carabine !

Damien V., pour tout ce que tu es. La naissance d'Eliot reste un grand souvenir avec un petit mal au c... le lendemain matin!

Kotsu, excuse nous encore avec Christophe de t'avoir laissé dans le camion.

Au PH et CCA du service et en particulier : Fred, Grégoire, Marion, Fio et Thierry, j'espère que tu m'excuseras un jour d'avoir créé le « mythe Hospitel ».

Aux Libournais :

A Steph, le double salto arrière carpé est interdit dans la salle de bain ! **Eric**, pour tes commentaires équestres raffinés et vive la « gastronomie » ! **Moujoud, Prakash et à Pierre** et ses Dames de Shanghai ! Je profite de ce chapitre Libournais pour remercier **M' TRAMOND** de son accueil et de son enseignement.

À mes parents,

À mon frère, Raphaël et son amie,

À ma grand-mère,

À ma famille,

À Denis, un ami trop vite disparu.

SOMMAIRE

<u>INTRODUCTION</u>	<i>page 5</i>
<u>OBJECTIFS</u>	<i>page 7</i>
<u>CERAMIQUES</u>	<i>page 8</i>
A. INTRODUCTION	<i>page 8</i>
I. DEFINITIONS	<i>page 8</i>
I.1. Céramiques	
I.2. Biocéramiques	
II. HISTORIQUE : Pourquoi avoir introduit les céramiques en orthopédie	<i>page 10</i>
III. OBJECTIFS	<i>page 11</i>
B. ALUMINE	<i>page 12</i>
C. ZIRCON	<i>page 13</i>
I. INTRODUCTION	<i>page 13</i>
I.1. Polymorphisme de la Zircon	
I.2. Ténacité	
I.3. Microstructure	
II. CARACTERISTIQUES DU REVETEMENT	<i>page 17</i>
II.1. Mouillabilité	
II.2. Résistance en flexion	
II.3. Radioactivité	
III. PROPRIETES	<i>page 18</i>
III.1. Conductivité thermique	
III.2. Ceramic steel	
IV. TESTS EN LABORATOIRE	<i>page 19</i>
D. CARBIOCERAM[®]	<i>page 20</i>
I. INTRODUCTION	<i>page 20</i>
II. PRINCIPE	<i>page 20</i>
III. METHODOLOGIE	<i>page 21</i>
IV. CARACTERISTIQUES DU REVETEMENT	<i>page 22</i>
V. TESTS EN LABORATOIRE	<i>page 22</i>
VI. ESSAIS BIOLOGIQUES	<i>page 23</i>
E. TABLEAU RECAPITULATIF	<i>page 24</i>
F. CONCLUSION	<i>page 25</i>

PROTHESE TITANE ANATOMIQUE *page 26*

I. POURQUOI UNE TIGE ANATOMIQUE *page 26*

- I.1. Les bases biomécaniques fémorales
- I.2. Les bases biomécaniques cotyloïdiennes
- I.3. L'héritage de Charnley et Kerboull
- I.4. Pourquoi cimenter ?

II. CONCEPTION *page 28*

- II.1. Etude biomécanique
- II.2. Etude anatomique
- II.3. Caractéristiques
- II.4. Pourquoi le Titane ?
- II.5. Principes de fabrication et d'assemblage des implants adaptés aux céramiques

LE POLYETHYLENE *page 32*

I. INTRODUCTION *page 32*

II. CARACTERISTIQUES *page 32*

III. FABRICATION *page 33*

- III.1. Fabrication de la poudre
- III.2. Fabrication des pièces
- III.3. Stérilisation

IV. POLYETHYLENE ET PTH *page 34*

- IV.1. Tête fémorale
- IV.2. Cupule
- IV.3. Usure à 3 composants

PATIENTS ET METHODE *page 35*

A. INTRODUCTION *page 35*

I. CHOIX DE LA SERIE *page 35*

II. ETIOLOGIES *page 36*

III. TECHNIQUES OPERATOIRES *page 36*

B. ANALYSE CLINIQUE *page 37*

C. ANALYSE RADIOLOGIQUE *page 38*

D. RESULTATS *page 41*

I. INTRODUCTION *page 41*

II. DESCRIPTION DES ECHANTILLONS *page 42*

- II.1. Répartition selon le sexe
- II.2. Les implants utilisés
- II.3. Résultats fonction des classifications

III.	COMPLICATIONS	page 46
IV.	EVALUATION RADIOLOGIQUE	page 48
IV.1.	Post opératoire immédiate	
IV.2.	A 8 et 10 ans	
V.	COURBES ACTUARIELLES	page 55
E.	SYNTHESE	page 56
F.	TABLEAU STATISTIQUE RECAPITULATIF	page 57
 <u>DISCUSSION</u>		page 59
A.	L'OSTEOLYSE PERI PROTHETIQUE	page 59
B.	USURE DES DIFFERENTS COUPLES DE FROTTEMENT	page 64
C.	FRACTURE DE TETE CERAMIQUE : CAT	page 68
D.	LE CIMENT	page 70
E.	ACIER OU TITANE	page 72
F.	LE CARBIOCERAM [®]	page 73
G.	POURQUOI UN NOUVEAU PROTOCOLE RADIOLOGIQUE ?	page 76
 <u>CONCLUSION.</u>		page 79
 <u>ANNEXES</u>		page 81
1.	TABLEAU PERIODIQUE DES ELEMENTS DE MENDELEIEV	page 81
2.	COURRIER PATIENT	page 82
3.	FICHE EVALUATION	page 83
4.	PROTOCOLE RADIOLOGIQUE	page 86
5.	FICHES DE RECEUIL	page 89
 <u>BIBLIOGRAPHIE</u>		page 99

INTRODUCTION

L'arthroplastie de hanche est devenue un traitement efficace de la coxarthrose évoluée. Néanmoins le choix d'une friction prothétique reste un problème pour le chirurgien orthopédiste d'autant plus qu'il s'agit de patients jeunes et/ou actifs.

L'évolution à long terme est marquée par le descellement aseptique de l'implant qui signe la faillite de l'arthroplastie et conduit à des reprises chirurgicales difficiles avec des résultats incertains : le rapport annuel 1998 du Registre National Suédois indique une révision globale pour descellement aseptique de 14% à 17 ans sur 11 880 PTH de type Charnley implantées en Suède de 1979 à 1986 pour coxarthrose [1]. L'étiologie de ce descellement est multifactorielle : facteurs mécaniques, biologiques... Tout de même, les débris d'usure des polyéthylènes sont l'élément majeur compromettant la longévité de l'arthroplastie totale de hanche.

Depuis 1962 et la « Low friction arthroplasty » (LFA) de Sir J. Charnley [2 ; 3 ; 4 ; 5], des innovations tant au niveau du dessin de la tige fémorale que du couple de frottement ont vu le jour. Toutes ayant pour objectif de diminuer l'incidence du descellement aseptique de hanche par diminution du taux d'usure. Le couple Métal/Polyéthylène a fait preuve de son efficacité au long cours. Ces innovations seront-elles supérieures ou au moins égales au « *gold standard* » de J. Charnley.

L'école d'orthopédie de Limoges a donc elle aussi développé un concept d'arthroplastie de hanche à faible friction au début des années 90, en associant une tige fémorale morpho adaptée qui peut être considérée comme une évolution de la tige de Charnley vers une prothèse Charnley titane anatomique avec deux couples de frottement céramiques innovants (ZIRCONE et Carbone inerte : CARBIOCERAM®) homologués et mis sur le marché du fait de leur innocuité (biocompatibilité) et de leur excellent comportement tribologique. Comme l'écrivait C. Delaunay lors des conférences d'enseignement de la SOFCOT en 2001, la friction de type LFA attend beaucoup de la céramique de Zircon.

Nous nous sommes proposés de revoir cliniquement 170 PTH implantées entre 1993 et 1996 avec un protocole radiographique de hanche innovant. A la revue de ces patients, 10 ans se sont écoulés, il nous faudra prendre en compte l'évolution et la compréhension des comportements céramiques pour ensuite les comparer au *gold standard* de J. Charnley ainsi qu'à l'Alumine qui reste la céramique

la plus utilisée. Beaucoup pensent que la revue à 10 ans d'une cohorte de patients constitue une valeur prédictive quant à sa longévité.

OBJECTIFS

L'objectif **PRINCIPAL** de ce travail est d'évaluer l'usure de ces couples de frottement (Zircone et Carbioceram[®]) ainsi que l'incidence des lésions péri prothétiques à la revue.

Les objectifs **SECONDAIRES** étant de comparer les 2 couples de frottement de cette série et par rapport à la littérature internationale. De plus, cette PTH anatomique se comporte-elle comme une Charnley ?

Il n'a pas été effectué de tirage au sort car nous désirions une population jeune mais on peut considérer qu'il s'agit de l'équivalent d'un tirage au sort puisque chaque couple de frottement étudié a été implanté de façon prédominante pendant une période donnée.

Une lecture radiographique réalisée *en insu* par un seul opérateur.

CERAMIQUES

A. INTRODUCTION

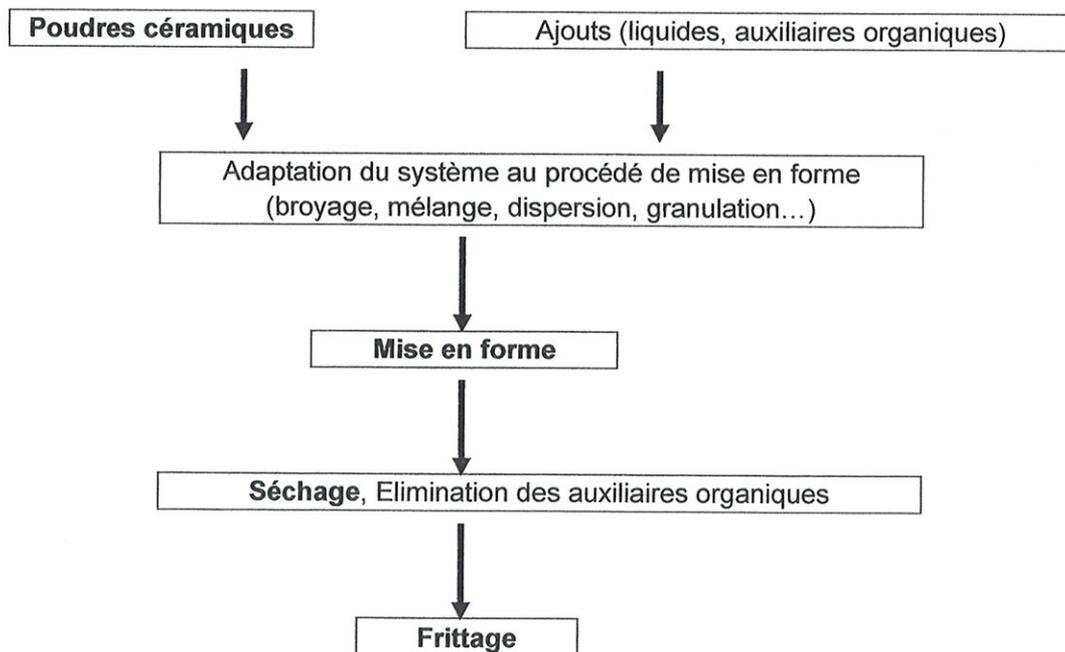
I/ DEFINITIONS

1. Céramiques

Définir le terme **céramique** n'est pas simple, en fonction de quel point de vu on se positionne : physicien, chimiste, science des matériaux ou génie des matériaux, la définition n'est pas la même. La vision du **spécialiste de génie des matériaux** prend en compte non seulement la composition chimique, la structure et les propriétés des solides, mais également la méthode de préparation [6].

Pour être simple, il s'agit d'un **procédé céramique** : cet objet céramique est réalisé en 3 étapes fondamentales dont le facteur déterminant est le **traitement thermique** (véritable « art du feu »).

Ces 3 étapes se font dans un ordre précis : Poudres puis mise en forme de l'objet puis traitements thermiques de séchage et frittage [7].



Organigramme général de fabrication d'une pièce céramique

Le frittage est la transformation d'un produit pulvérulent (milieu granulaire non cohésif) constitué de particules agglomérées de façon lâche, en un produit consolidé (milieu granulaire cohésif), grâce aux mécanismes de diffusion atomique sous l'effet de la température.

Les céramiques sont en générale, de bons isolants électriques et de médiocres conducteurs thermiques. Elles sont dures mais fragiles, leur module d'élasticité est élevé (le double de l'acier). Les agressions des réactifs chimiques (milieu oxydant) entraînent peu de dégradation de la structure puisqu'elles sont déjà oxydées [6].

Pour ce travail, les céramiques utilisées sont des céramiques structurales non silicatées dites **céramiques techniques** (en opposition aux céramiques traditionnelles silicatées) :

- **de type oxyde** : le dioxyde de zirconium ZrO_2 dit **Zircone**, à ne pas confondre avec le silicate de zirconium dit **Zircon** $ZrSiO_4$ qui est une céramique silicatée dont la Zircone est issu par traitement thermique et chimique enlevant la fraction siliceuse du Zircon ;
- **de type non oxyde** pour le Carbure ou Nitrure de Silicium.

Pour certains, on peut se reporter à la **Table Périodique des Eléments de Mendeleïev** dans laquelle on associe un Métal à un Non Métal en respectant les procédés céramiques [Annexe 1].

2. Biocéramiques

Une biocéramique est donc une céramique biocompatible.

Par biocéramique, on entend toutes les substances inorganiques, non métalliques utilisées comme matériaux biocéramiques. A l'occasion d'un « consensus » du National Institute of Health aux Etats-Unis, les matériaux biocéramiques ont été définis de la manière suivante :

« Un matériaux biocéramique est toute substance ou combinaison de substances non pharmaceutiques, de fabrication naturelle ou synthétique, susceptible d'être utilisée de manière illimitée dans le temps, soit comme un ensemble ou une partie d'un système destiné à soigner, propager ou remplacer tout tissus, organes fonctions du corps humain. »

Les possibilités des matériaux céramiques comme biocéramiques sont tributaires de leur compatibilité avec l'environnement physiologique. L'objectif visé lors de leur utilisation consiste à induire une réaction spécifique au niveau des tissus. C'est d'ailleurs la raison pour laquelle, les biocéramiques sont classées d'après ce critère. Ce classement comporte 3 groupes [8] :

- **Les céramiques inertes (bioinertes)** : une fois en place dans l'organisme, elles ne subissent aucune modification chimique, le système immunologique n'a aucune chance de reconnaître le corps étranger comme tel. Aujourd'hui, l'alumine, la zircone et le carbone en sont les représentants les plus éminents.
- **Les céramiques actives en interface (bioactives)** : réaction chimique entre leur surface et leur voisinage, ces réactions se traduisant par une liaison chimique entre le tissu et l'implant, telle l'hydroxyapatite synthétique. Le métabolisme les colonise dans l'organisme qu'elles soient résorbables ou non. Les céramiques résorbables sont généralement composées d'éléments que le métabolisme décompose sans peine. Elles servent de matériaux de remplissage (ex : Phosphate Tricalcique).
- **Les céramiques bio tolérées** n'induisent pas de réactions tissulaires et sont isolées par un tissu fibreux d'encapsulation.

II/ HISTORIQUE : POURQUOI AVOIR INTRODUIT LES CERAMIQUES EN ORTHOPEDIE

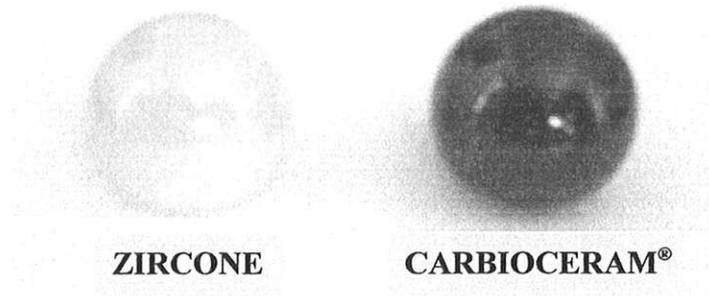
Diminuer l'usure des pièces mécaniques au cours du temps reste aujourd'hui le principal problème des prothèses articulaires en orthopédie. Il faut donc avoir à notre disposition des matériaux que l'organisme tolère et que le couple de frottement mis en jeu entraîne le moins de débris d'usure possible.

Depuis John Charnley, nous savons que l'usure du couple Acier/polyéthylène utilisé dans le couple à faible friction des prothèses totales est de **0,1 mm/an** environ, bien plus tard les débris du polyéthylène sont source des ostéolyses, et donc responsables des principaux échecs à long terme [4 ; 5 ; 9].

L'objectif est donc d'améliorer le couple de frottement tout en conservant les bases de la « low-friction » qui a montré sa supériorité sur les têtes d'un diamètre supérieur à 26 mm qui ont une usure volumétrique plus importante. Effectivement, en ce qui concerne ce facteur extrinsèque, toute augmentation de 1 mm du diamètre de la tête augmente de 5% l'usure volumétrique [10]. Les céramiques sont, du fait de leurs propriétés, une possibilité car elles possèdent une dureté élevée et un coefficient de friction faible. **Le diamètre de la tête prothétique constitue le seul élément de comparaison des PTH entre elles.**

Ces constatations ont conduit à de nouveaux couples de frottement, avec l'avènement des céramiques ces dernières années [11 ; 12 ; 13].

- **Les céramiques massives monocristallines** : d'abord l'alumine (les premières applications cliniques voient le jour au début des années 1970 avec Pierre Boutin), puis la zircone à la fin des années 1980 ;
- **La projection plasma** d'abord utilisée pour le revêtement des pivots est possible sur les couples de frottement, utilisant par exemple l'oxyde de chrome (épaisseur et microstructure du dépôt difficiles à gérer) ;
- **Le dépôt ionique sous vide**, procédé de dépôts multicouches graduels possédant des propriétés remarquables d'ancrage et de frottement.



III/ OBJECTIFS

Il paraît difficile de comprendre la « mécanique » du couple de frottement sans réaliser une comparaison des différentes propriétés des céramiques mises en jeu dans ce travail, en expliquant leur utilisation et de les comparer à la moins controversée des céramiques : **L'ALUMINE**.

B. ALUMINE

L'Alumine est essentiellement produite à partir de roches de bauxite traitées par le procédé Bayer qui était livrée (dans les années 70 – 80) avec une pureté de 99,7-99,8%. Elle reste au jour d'aujourd'hui, la céramique massive la plus utilisée [14 ; 15] ayant une pureté > 99,9% (Alumine de haute pureté) grâce à des procédés chimiques.

Il s'agit d'une céramique monophasique structurale de type oxyde.

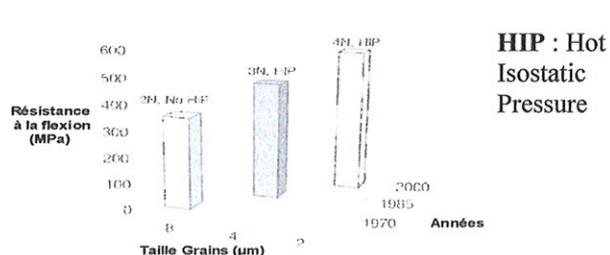
L'oxyde d'aluminium Al_2O_3 ou Alumine est l'un des composés les plus fortement liés (liaison iono-covalente) d'où une très haute dureté et une température de fusion élevée (2050°C). Ces caractéristiques dépendent de la pureté du matériau.

Elle a été introduite en orthopédie suite à ses bonnes propriétés tribologiques et à sa remarquable inertie chimique. En clinique, elle a fait preuve de son efficacité, avec des résultats satisfaisants à long terme aussi bien pour les couples de frottements Alumine/PE et Alumine/Alumine en têtes 28 et 32 mm [16 ; 17].

Elle ne peut être utilisée en tête 22,22mm car sa ténacité est plus faible que la Zirconne, son utilisation clinique a été réalisée.

Développement de l'Alumine ces dernières années

	Statut 1970	Statut 2000
Pureté	99,70%	99,95%
Taille Grains	< 7 μm	< 2 μm
Ra	< 0,05 μm	0,002 μm
Ténacité	400 MPa	550 MPa



En pratique clinique, il faut retenir :

- L'usure est de 0,07 à 0,15 mm/an pour le couple Alumine/PE et de 0,02 mm/an pour Alumine/Alumine ;
- il n'y a pas de différence significative sur l'incidence de l'apparition d'un liseré péri prothétique entre l'Alumine/PE et Métal/PE, alors qu'il en existe une avec l'Alumine/Alumine (Jenny et al.) ;
- risque fracturaire compris entre 0,05% et 0,2% (Heck et al.) ;

C. ZIRCONÉ

I/ INTRODUCTION

La tête Zirconé massive [14 ; 18 ; 19] est une céramique plus dense et plus résistante que l'alumine, sa tolérance biologique est excellente et ses qualités mécaniques permettent son utilisation en têtes 22,22 mm.

Comme toute céramique, la Zirconé est un matériau fragile sauf à température très élevée, ce qui a comme conséquence qu'elle ne tolère que de très faibles déformations à la rupture. L'étendue du domaine élastique est faible et correspond à des déformations à la rupture de l'ordre de 0,1 à 0,2%. Elle ne possède pas de domaine plastique comme le métal.

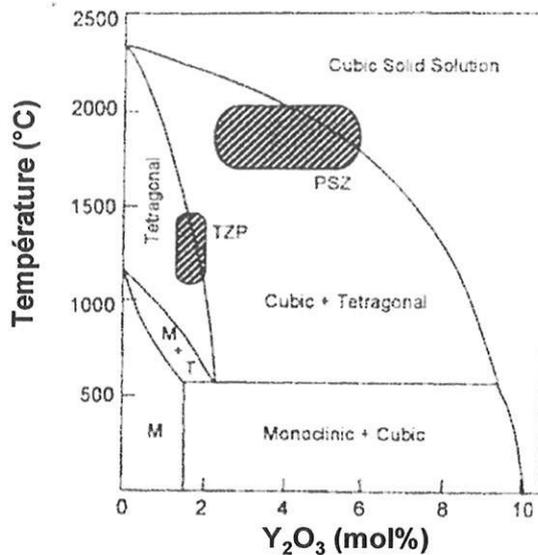
1. Polymorphisme de la Zirconé

La céramique Zirconé (ZrO_2) présente 3 phases cristallines. La forme stable à basse température est la **forme monoclinique** [14]. On observe des changements de phase réversibles sous l'effet de la température : la structure monoclinique se transforme en **quadratique ou tétragonale** à 1100°C, puis en structure **cubique** à 2370°C. Le changement de phase monoclinique/quadratique est associé à une variation de volume de 5% ($\Delta V=5\%$), ce qui interdit de densifier une pièce de Zirconé pure à 1500°C (température typique de frittage) car la variation de volume associée à la transition quadratique/monoclinique détruit la pièce.

La solution est la stabilisation de la structure quadratique à l'ambiante avec l'ajout d'un dopant, typiquement l'oxyde d'Yttrium (Y_2O_3) avec une concentration de 3 mol%.

Le diagramme suivant montre les différentes phases de la Zirconé en fonction de la température et de la proportion d'adjonction de l'Yttrium. Les zones hachurées correspondent aux céramiques usuellement choisies dans lesquelles nous observons un accroissement de la ténacité.

Diagramme de la ZrO_2 - Y_2O_3



PSZ : Zircone Partiellement stabilisée
TZP : Zircone Tétragonale

2. Ténacité

La **ténacité** (K_{Ic}) correspond à un coefficient critique d'intensité de contrainte. Elle rend compte de l'énergie nécessaire à l'initiation et à la propagation des fissures initiées sur un défaut (pore, inclusion, rayure de surface,...) existant dans tous les implants biocéramiques en surface et en volume. Ainsi la fissure sous critique deviendra critique (c'est-à-dire fracture) avec le temps car le défaut initial ne peut que s'agrandir. La Zircone présente une ténacité supérieure à l'Alumine [14 ; 19].

La formule suivante nous permet de comprendre l'évolutivité d'une fissure sous critique en fonction des paramètres de structures, mécaniques d'une céramique :

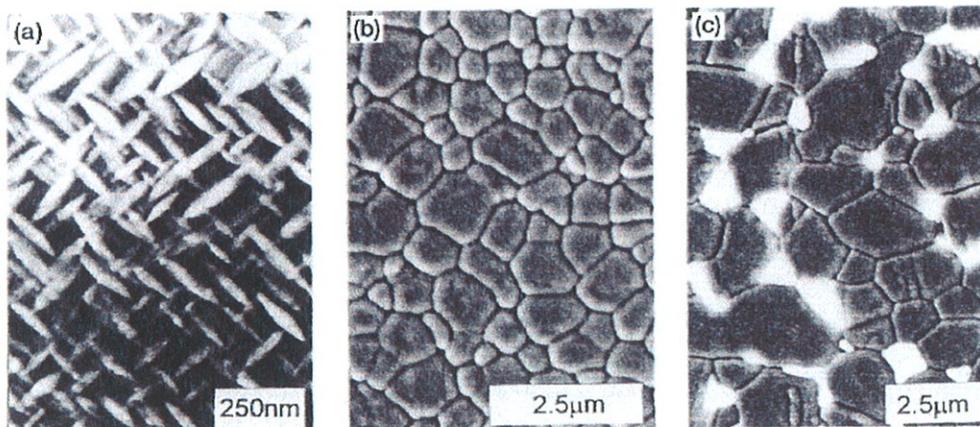
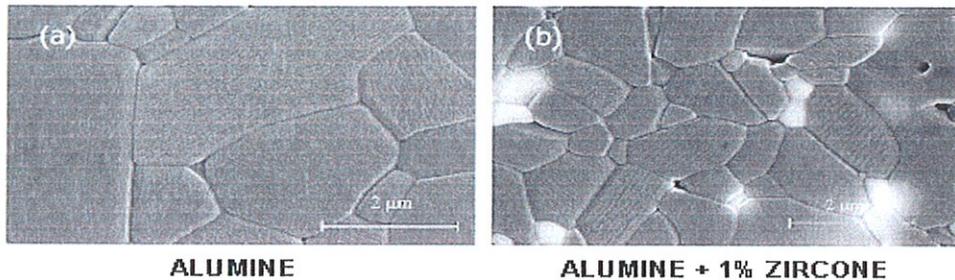
$$K_{Ic} = P \cdot \sigma \cdot R$$

- K_{Ic}** ténacité en $MPa \cdot m^{1/2}$
- P** variable fonction de la forme du défaut critique
- σ** contrainte à la rupture en Méga Pascal (MPa)
- R** taille du défaut en \sqrt{m} (\sqrt{m})

	ALUMINE	ZIRCONNE stabilisée à 3% mol Y_2O_3
TENACITE -Kc-	4-5	7-8
CONTRAINTE RUPTURE - σ -	550	1000

3. Microstructure [14]

La taille des grains de céramique est de 2 à 5 μm pour l'Alumine et 0,4 μm pour la Zirconne. Les matériaux céramiques, avec une ténacité faible, sont sensibles à des défauts de très petite taille (quelques dizaines de μm) sans danger pour le métal. On comprend donc que la fabrication des céramiques doit s'effectuer avec soin pour éviter la présence de défauts critiques. De plus, l'absence de plasticité ne permet pas la relaxation de contraintes excessives (« mémoire des chocs »).



Microstructures typiques de trois matériaux renforcés par la Zirconne :

(a) : Mg-PSZ, (b) : Y-TZP, (c) : ZTA

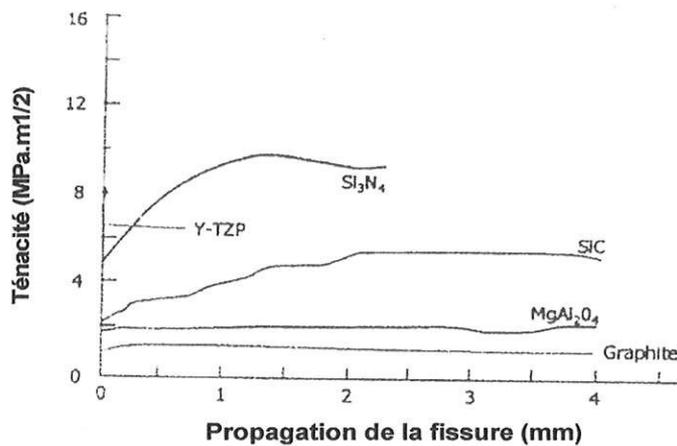
Les précipités transformables dans Mg-PSZ sont de forme lenticulaire,

La TZP est monophasée, à grains fins.

La propagation des fissures dépend du milieu dans lequel est l'implant (le milieu de référence est l'air sec). Bien que les céramiques soient, en règle générale, peu sensible à la corrosion, une céramique défectueuse peut subir un phénomène

de **corrosion sous contrainte** en milieu aqueux, qui a pour conséquence de propager plus vite les fissures par augmentation de la pression au fond de la fissure. Avant de parler des caractéristiques de la Zircone, on peut dire que l'Alumine est une céramique stable à température ambiante, tandis que le problème de la Zircone réside dans son polymorphisme et les variations de volume de la structure à chaque transition de phase qui, ajouté au milieu aqueux et oxydant dans lequel il se trouve (en arthroplastie de hanche), favorise la propagation des fissures jusqu'au seuil critique.

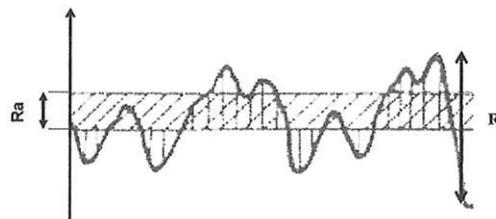
Renforcement de la ténacité fonction de la propagation de la fissure



La **rugosité de surface** (**Ra** : écart moyen entre les creux et les pics par rapport à la ligne médiane) d'un implant exprimée en μm permet de comprendre la qualité de la tête au frottement et donc l'usure, la rugosité est un reflet de l'agressivité car ce sont les pics ou hauteur de saillie maximale qui sont les plus agressifs :

	RUGOSITE (Ra)
ALUMINE	0,002
ZIRCON	0,008

Rugosité de surface : **Ra** = écart moyen arithmétique du profil, **Rt** = creux maximal

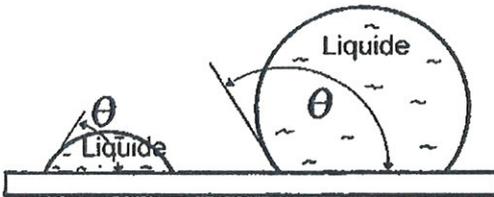


II/ CARACTERISTIQUES DU REVETEMENT

La raison d'utiliser la Zirconie partiellement stabilisée avec Y_2O_3 , comme implant en orthopédie réside dans le fait de ses remarquables propriétés mécaniques, qui ont comme conséquence d'octroyer une résistance à la rupture (ténacité) 2 à 3 fois plus importante que l'Alumine.

1. Mouillabilité

On ne peut parler de couple de frottement sans évoquer la **mouillabilité** vis-à-vis du solide, puisqu'il nous faut minimiser les énergies au niveau des interfaces du couple. La mouillabilité est quantifiable par le test de la goutte posée sur le solide. La forme de la goutte diffère selon sa mouillabilité. Elle est caractérisée par un angle de contact θ [20].



Ainsi, plus l'angle θ est faible, plus le mouillage est important (à gauche sur le schéma) ; mauvais mouillage à droite.

	Alumine	Métal
Mouillabilité	45	>60

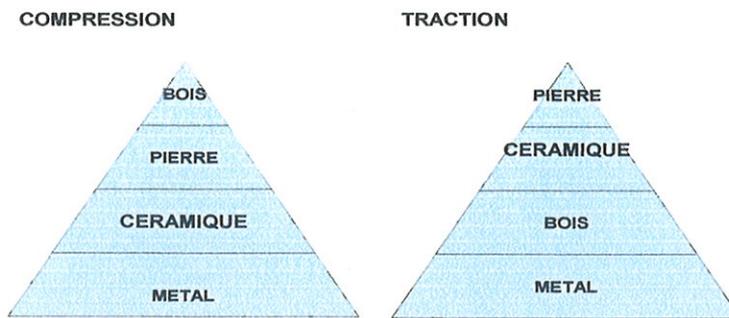
Exprimé en degré (°)

2. Résistance en flexion

La cinétique de l'articulation entraîne des sollicitations en flexion qui peuvent être décomposées en une somme vectorielle de contrainte de compression et de contrainte de traction. Ceci impose une homogénéité mécanique des composantes du solide irréprochables. Les schémas suivants montrent la répartition des efforts de **traction** et **compression** qui tendent à entraîner une rupture du solide lors d'une sollicitation en flexion, ainsi que des exemples de degrés de résistance de différents matériaux soumis à ces contraintes.



Exemples de degré de résistance de différents matériaux



3. Radioactivité

A la différence des poudres de Zircon qui ont été utilisées comme opacifiants dans les ciments chirurgicaux, les implants frittés n'ont pas d'action radioactive car ils ne contiennent plus d'oxydes d'uranium ou de thorium.

III/ PROPRIETES [14]

1. Conductivité thermique

La conductibilité thermique de la Zircone est l'une des plus basses que l'on connaisse parmi les solides inorganiques non métalliques, 10 fois moins que l'Alumine et 50 fois moins que les Carbures.

Il faut savoir que les variations de la température articulaire, de 37° au repos à sans doute plus de 60° à l'effort (90° *sur simulateur*) [21], pourraient être à l'origine de dégradations de la structure de surface de la Zircone. Une diminution de l'efficacité, par altération de sa microstructure de surface, peut donc apparaître.

On peut d'ores et déjà mettre une réserve sur une éventuelle augmentation de la dégradation du polyéthylène par accumulation de la chaleur au niveau du couple de frottement.

2. Ceramic Steel

Le terme de « ceramic steel » est employé pour la Zircone, en fait il s'agit des Zircons partiellement stabilisés qui de part leur microstructure présentent des similitudes de performances mécaniques avec les métaux.

IV/ TESTS EN LABORATOIRE

Les mesures tribologiques menées sur les céramiques de Zirconium ont montré que le comportement des implants *in vitro* n'est pas représentatif du comportement *in vivo*. Quand on réalise les tests « pin on disk », les lubrifiants utilisés (sérum bovin) au niveau du couple de frottement sont à l'origine d'erreurs en ce qui concerne l'analyse de l'usure ainsi que pour la compréhension de la propagation des fissures. En effet, *in vivo* le liquide articulaire et la cinématique de la hanche sont totalement différents. De plus, les tests *in vitro* ne prennent pas en compte le vieillissement des implants.

En revanche, en comparant les différents couples de frottement *in vitro*, le taux d'usure est plus faible pour le Zirconium/PE (en tête 22,22 mm) que pour le Métal/PE ou Alumine/PE (tête de 28 mm ou plus), et ceci quel que soit le diamètre de la tête. C'est pourquoi le choix d'utiliser des têtes fémorales de 22,22 mm de diamètre a été pris.

Le comportement thermique des implants a été étudié sur simulateur et n'a pas montré de différence, si ce n'est que la Zirconium génère moins de débris de polyéthylène et donc, une usure moindre [22 ; 23 ; 24].

D. CARBIOCERAM[®]

I/ INTRODUCTION [12]

Il s'agit d'un revêtement céramique [A, B] constituant une classe de biomatériaux aux propriétés remarquables :

- Très haute résistance à toutes les formes de corrosion, à l'usure et au frottement ;
- Bonne résistance mécanique et biocompatibilité parfaite.

L'ensemble de ces propriétés le destine à des applications dans le domaine de l'Orthopédie.

La société SOREVI (Revêtements sous vide) a développé une technologie innovante de céramisation permettant a priori de réduire l'usure du polyéthylène dans les prothèses : il s'agit du revêtement multicouche CARBIOCERAM[®], mis sur le marché par la société M.I.L. (Matériels Implants Limousin).

II/ PRINCIPE

Les revêtements CARBIOCERAM[®] sont des revêtements multicouches composés successivement de nitrure de titane (TiN) ou nitrure de silicium (Si₃N₄), de carbure de titane (TiC) ou de carbure de silicium (SiC) et de carbone dur amorphe (i-c ou DLC) obtenu en un cycle continu de dépôt [B]. Breveté en 1986.

Ils sont obtenus par une technique de dépôt sous vide en phase vapeur : le **dépôt ionique**. Le carbone dur amorphe, seulement obtenu sous forme de couche mince (3 à 5 µm), possède des propriétés remarquables telles une dureté très élevée et une très grande inertie chimique. Ces caractéristiques confèrent au i-c des propriétés anti-usure et surtout anti-friction exceptionnelles.

Aujourd'hui, on emploie le terme de nanodureté au lieu de microdureté, la différence réside dans le fait que la mesure se réalise in situ (càd au niveau de la couche de carbone inerte). Les appareils mis à notre disposition pour mesurer la dureté des matériaux permettent les mesures sur des couches très minces (ex : pointe de diamant faisant une empreinte sur l'implant). Pour ce travail, nous parlerons de **dureté** d'un implant.

A J.P. ARNAUD, J.L. CHARISSOUX, C. LORY. Etude des nouveaux couples de frottement de prothèses orthopédiques par revêtements multicouches de carbone dur amorphe.

B C. LORY. Revêtements de carbone dur amorphe (i-c) par dépôt ionique.

Pour une meilleure compréhension, on donne les équivalences de dureté pour les implants étudiés dans ce travail exprimées en Giga Pascal (GPa) et non plus en Vickers (GPa = Vickers / 100) :

	TITANE	METAL	ZIRCONE	Si ₃ N ₄	ALUMINE	SiC	i.c
DURETE	1	4	15	16	20	24	40

Exprimée en GPa

Le revêtement est chimiquement inerte et protège l'implant d'une éventuelle corrosion ou métallose, augmentant ainsi la durée de vie des dispositifs.

La céramique CARBIOCERAM[®] a été conçue selon une nouvelle technologie de dépôt, de façon à obtenir une résistance à l'usure très importante et à éviter la formation de particules d'usure de polyéthylène ou de métal, basée sur :

- l'utilisation de matériaux possédant des propriétés techniques, physiologiques et tribologiques adéquates ;
- l'optimisation des surfaces articulaires ;
- une fabrication soumise à un contrôle qualité rigoureux.

III/ METHODOLOGIE

La fabrication de la céramique CARBIOCERAM[®] respecte les normes d'organisation relatives à la qualité (EN 46001 – EN ISO 9001), applicables au matériel médical.

1. Nettoyage chimique des surfaces à traiter dans un bain d'ultrasons : cette opération a pour but de dégraisser et d'éliminer les résidus de polissage de la surface afin de permettre une bonne adhérence du revêtement.

2. Mise sous vide-dégazage : les pièces sont placées dans l'enceinte à vide puis chauffées afin de faire dégazer les surfaces à traiter.

3. Nettoyage par bombardement ionique en atmosphère inerte (argon) : cette opération permet de réaliser un nettoyage in situ au niveau atomique et de porter les pièces à température désirée pour la réalisation de dépôt.

4. Réalisation du dépôt multicouche : obtenu en un seul cycle avec successivement :

a/ Dépôt de nitrure de silicium (Si₃N₄) réalisé en évaporant du silicium grâce à un canon à électrons ; cette évaporation est réalisée en présence d'une décharge électrique (plasma froid) obtenue dans de l'azote pur.

On entend par *plasma*, le 4^{ième} état de la matière qui est sous forme d'atomes ionisés.

b/ Le passage du Si_3N_4 au carbure de silicium (SiC) s'effectue en changeant progressivement de gaz réactif par du benzène pour l'apport de carbone.

c/ Passage du SiC au carbone inerte (i-c) obtenu en diminuant rapidement la puissance du canon à électrons, utilisé pour évaporer le silicium. Le i-c est alors obtenu par décomposition du benzène dans la décharge électrique. Le dépôt se fait sans aucune interruption, ce qui permet d'obtenir une très bonne continuité de la multicouche avec des gradients continus de compositions conférant un gradient continu de propriétés sans interface.

L'intérêt de ce **dépôt composite** réside dans le fait que les sous-couches de Si_3N_4 et de SiC permettent d'assurer d'une part, une transition en dureté entre le substrat métallique (TA_6V_4 Eli) et la couche i-c très dure, et d'autre part, d'améliorer l'adhérence et la cohésion de l'ensemble du dépôt.

On entend par carbone inerte, un carbone chimiquement inerte, c'est-à-dire biocompatible.

IV/ CARACTERISTIQUES DU REVETEMENT

Elles sont essentiellement représentée par :

- une faible épaisseur qui atteint $3\mu\text{m}^+ / -1$;
- un passage graduel d'une dureté de substrat à une hyper dureté de surface progressant de 2 à 40 Gpa.

Ainsi ces multicouches se comportent comme un répartiteur graduel de contrainte rendant cohérent l'ancrage et l'ensemble du dépôt devenant mécaniquement homogène avec le substrat.

V/ TESTS EN LABORATOIRE

Des analyses de métallurgie, de métrologie, de l'état de surface et de microanalyses (analyse chimique) ont été effectuées par le Laboratoire National d'Essais. Elles ont démontré la qualité de la fabrication et aucun écaillage n'a été constaté.

Des contrôles qualité en cours de fabrication sont réalisés sur chaque lot.

Le comportement tribologique du revêtement a été étudié grâce à des tests de frottement usure de type « pin on disk » : on obtient un coefficient de frottement à sec de 0,07 pour le couple CARBIOCERAM®/PE, et surtout une usure non mesurable de la bille et une très faible usure du polyéthylène quasiment identique aux performances du couple Zircône/PE mais sans les problèmes fracturaires spécifiques des céramiques massives.

Tous les tests sur simulateur ont été concluants, en particulier, les essais sur simulateur hydraulique multiaxes réalisés en 1998 sur un ensemble prothétique tête fémorale CARBIOCERAM®/Cotyle type Charnley, pour 3 millions de cycles, avec comme conclusions :

- Les mesures 3D sur l'insert ont permis de constater que la géométrie de la pièce est peu altérée.
- La géométrie de la tête est d'une grande stabilité : aucune usure ou rayure importante n'ont pu être détectées. Le défaut de circularité du cotyle augmente pendant le premier million de cycle puis se stabilise en évoluant peu.
- Les relevés rugosimétriques relatifs à la tête montrent qu'aucune augmentation importante du paramètre Ra n'est apparue. Quant au cotyle, sa rugosité initiale décroît (**matage**) pendant le premier million de cycle, puis se stabilise.
- La perte de masse du cotyle limitée à 8 mg après 3 millions de cycles traduit un phénomène d'usure restreint.
- L'état de surface de la tête fémorale indique que celle-ci paraît « neuve » à l'issue du test. Le cotyle en polyéthylène a vu disparaître ses stries d'usinage au cours de l'essai.

VI/ ESSAIS BIOLOGIQUES

L'étude in vitro de la cytocompatibilité a été réalisée sur des cellules osseuses d'embryons de poulet, il n'y a pas eu d'influence sur la multiplication, la migration et l'adhérence cellulaire.

Des études sur le pouvoir mutagène, les effets toxiques, la tolérance de l'implant, ainsi que la recherche de substances pyrogène ont été effectuées et corroborées par des tests in vitro et in vivo. Aucun problème n'a été mis en évidence.

E. TABLEAUX RECAPITULATIFS

Comparaison des propriétés des matériaux céramiques : Physiques, Mécaniques, Electriques et Thermiques [25].

	OXYDES		CARBURE	NITRURES	
	Al ₂ O ₃	ZrO ₂ /Y ₂ O ₃	SiC	Si ₃ N ₄ lié par réaction	Si ₃ N ₄ pressé à chaud
Masse volumique (g/cm ³)	3,9	5,9	3,2	3,27	3,29
Poids moléculaire (g/mole)	102	123 / 226	40,1	140	140
Température maximale d'utilisation sous air (°C)	1700-1800	1500	1500	1200-1500	1100-1600
Dureté (GPa)	20	15	24	16	-
Module d'Young (GPa)	300-400	200	420	170-220	280-310
Résistance à la flexion (MPa) -σ _f -	380	800-1500	610	520	830
Ténacité (MPa.m ^{1/2}) -K _{1c} -	4-5	7-8	2,5-3,5	3,5-5	6,1
Résistance diélectrique (Kv/mm)	isolant	isolant	Semi-conducteur	isolant	isolant
Conductivité thermique (W/m/K) à 20°C -λ-	26-35	2,2-3,2	63-155	9-30	15-43
Dilatation linéaire (x10 ⁻⁶) de 20 à 1000°C -α-	8-9	10-11	4-5	3	3,3
Point de fusion (°C)	2050	2590	-	-	-

Propriétés physiques et mécaniques de l'os cortical

	Masse volumique (g/cm ³)	Module d'Young (GPa) -E-	Résistance à la flexion (MPa) - σ _f -
OS CORTICAL	0,98	7-20	80-150

F. CONCLUSION

L'évaluation en pratique clinique à propos d'une étude unicentrique, nous donnera des informations quant à leur comportement *in vivo*. Effectivement, ces céramiques présentent des caractéristiques tout à fait exceptionnelles aussi bien au niveau de leur biocompatibilité et de leur comportement tribologique qui découlent de leurs propriétés intrinsèques. Les tests sur simulateurs de hanche sont obligatoires pour une éventuelle mise sur le marché d'un implant innovant. Néanmoins, le liquide articulaire est sur-saturé en calcium et ces tests ne prennent pas en compte le vieillissement des implants, de plus ils appliquent des contraintes différentes de celles *in vivo*.

L'Alumine reste de nos jours la céramique massive la plus utilisée en arthroplastie de hanche.

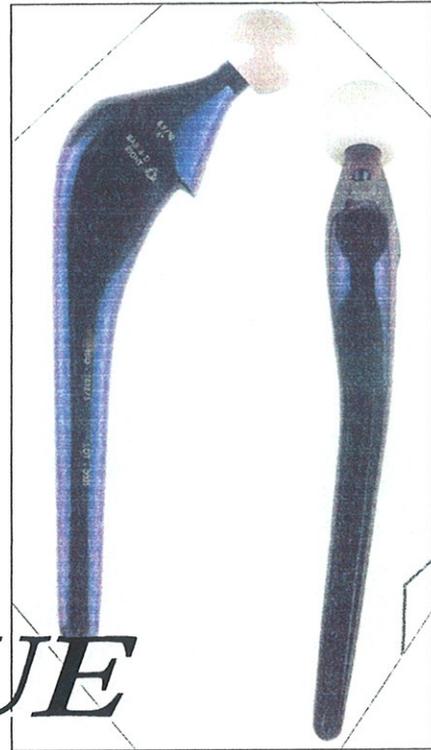
La Zircone est un sujet de controverse avec une mauvaise réputation. Ces constatations cliniques sont plus le fruit d'une fabrication avec des contrôles qualités médiocres que de sa structure elle-même. Elle n'en reste pas moins une alternative séduisante, d'autant plus que les progrès techniques des 10 dernières années sont incontestables avec une matière première de plus grande pureté ainsi qu'une maîtrise des procédés céramiques plus importante.

Quant au Carbioceram[®], il s'agit de la première revue de patients.

PROTHESE

TITANE

ANATOMIQUE



I/ POURQUOI UNE TIGE ANATOMIQUE ?

La conception d'une prothèse de hanche cimentée morpho adaptée a pour but d'optimiser la forme du pivot. Les principes de la Low Friction Arthroplasty (LFA) décrit par Charnley sont toujours d'actualité. L'école d'Orthopédie de Limoges a cette philosophie en ce qui concerne la LFA, reste à savoir si cette PTH se comporte comme une Charnley ?

Quelques notions importantes de biomécaniques ainsi qu'un rappel sur la LFA sont nécessaires [26, 27 ; 28].

1. Les bases biomécaniques fémorales

Les contraintes transmises au ciment par la PTH dépendent de sa forme. Effectivement, les contraintes exercées sur la PTH sont soumises à 2 forces :

➤ **Les forces de cisaillement**, verticales qui tendent à l'enfoncer, il est important d'avoir un bon bloc Os-Ciment-Tige afin de diminuer les contraintes en cisaillement. On comprend donc l'importance de l'état de surface de la tige puisque lorsque la surface est lisse, les forces de cisaillement se transforment en pression horizontale, un état de surface rugueux augmente les forces de cisaillement au niveau du couple Tige Ciment. L'appui merckelien tend à diminuer ces forces en diminuant l'enfoncement par une pressurisation du ciment et la mise à quai de la PTH.

➤ **Les forces de Pression**, horizontales qui tendent à la varier. Afin de diminuer les pressions au niveau des **zones 3 et 7 de Gruen** pour la LFA de J. Charnley, le dessin de la PTH est important avec un angle cervico-diaphysaire > à 125° et une tige d'une longueur suffisante. De plus, l'augmentation de la taille métaphysaire de la tige diminue les forces de cisaillement.

2. Les bases biomécaniques cotyloïdiennes

Le point faible d'un cotyle scellé se réduit schématiquement à l'interface Ciment-Os. Effectivement, les 2 forces citées précédemment s'exercent différemment :

➤ **Les forces de Pression** s'exercent au niveau du toit du cotyle et dépendent surtout du poids du patient et tendent à augmenter si l'angle cervico-diaphysaire s'ouvre et que le bras de levier externe est court. L'application en chirurgie est de fixer le cotyle dans le palléocotyle.

➤ **Les forces de cisaillement** sont quant à elles sous la dépendance du coefficient de friction et donc du couple du frottement. Pour lutter contre ces forces, pour le couple PE/Ciment : sa fixation à l'os est aidée par la réalisation de trous borgnes d'ancrages.

Définition du moment de friction d'une PTH :

$$M = F \cdot \mu \cdot 2R$$

M Moment de friction (en Kg/m)

F Pression appliquée (en Kg)

μ Coefficient de friction

R Rayon de la tête (en m)

Cette formule montre les avantages d'une tête de 22,22 mm en ce qui concerne l'évolution à long terme des PTH au niveau de l'usure volumétrique du couple de friction [10].

Pour référence, nous donnons les différents coefficients de frictions utilisés en arthroplastie de hanche, en donnant celui d'une articulation de hanche native (Cartilage/Cartilage).

	Articulation	M/PE	C/C	M/M	C/PE
Coef. Friction	0,003	0,1	0,02	0,02	0,07

M : métal ; PE : polyéthylène ; C : céramique

3. L'héritage de Charnley et Kerboull

Le concept de la « Low Friction Arthroplasty » est né en 1962 avec Sir John Charnley [3] qui avait comme base une cupule en polyéthylène haute densité cimentée et une tête de 22,25 mm (7/8 pouces) en bille acier.

- **Le cotyle**

La cupule de Charnley standard est une cupule en polyéthylène hémisphérique, de haute densité (HDPE), avec crénelage périphérique et repérage métallique. Tout ceci lui conférant une bonne interface PE/Ciment afin d'obtenir un ancrage satisfaisant et un suivi radiologique à l'aide de l'anneau métallique (dépend de la méthode radiologique de calcul de l'usure).

- **Le pivot fémoral**

Deux philosophies se renforcent pour s'améliorer entre Charnley et Kerboull, puisque le premier dit qu'il faut adapter l'anatomie à la prothèse avec la rétention du muscle fessier et non pas d'avoir une prothèse adaptée à l'anatomie, tandis que le deuxième pense que les PTH doivent être adaptée aux différents patients. Ainsi le cône est dessiné afin d'éviter tout contact au niveau de la cupule cotyloïdienne avec le col.

Avec Kerboull [26], la tige fémorale a un angle cervico-diaphysaire de 130° et le calibre de la tige doit être suffisant afin de réaliser un bon remplissage fémoral, ce qui a comme conséquence de diminuer l'épaisseur du manteau de ciment et par conséquent la gamme de prothèse mise à disposition doit comporter de nombreux modèles afin de répondre aux différents fémurs.

⇒ **Modularité prothétique**

4. Pourquoi cimenter ?

Nous réalisons une cimentation fémorale de deuxième génération avec l'utilisation d'un bouchon obturateur et d'une cimentation rétrograde qui a pour but de réaliser un Complexe Tige-Ciment homogène, ceci diminue les contraintes en cisaillement par une bonne fixation et stabilité primaire, elle-même améliorée grâce à un état de surface « Poli Brillante » au niveau de la tige.

II/ CONCEPTION

L'innovation d'une PTH « anatomique » est née au début des années 1990 dans le service d'Orthopédie du CHU de Limoges, en collaboration avec la société M.I.L. [C].

C Peut-on encore innover en prothèse totale de hanche cimentée. L'expérience du service d'orthopédie de Limoges.

1. Etude biomécanique

Toutes les études concordent pour affirmer qu'une augmentation de la longueur du pivot surcharge ce dernier au niveau distal et décharge la zone osseuse proximale, en particulier le calcar, qui de ce fait est moins pourvoyeur ostéolyse au niveau du Merckel en diminuant les contraintes horizontales [29 ; 30].

En accord avec les études de Crowninshiel, il apparaît que la longueur idéale se situe aux environs de 130 mm.

La forme du pivot modifie de façon significative les contraintes subies par le ciment, les PTH « massives » surtout métaphysaires répartissent mieux les contraintes et les angles aigus au niveau du dessin de la PTH font naître des zones de pic de contrainte pivot-ciment. Il apparaît donc que la meilleure répartition des contraintes passe par un pivot massif, morpho adapté possédant un adossement osseux maximum. Par ailleurs, ce type de pivot permet une répartition uniforme du ciment avec une épaisseur de 3 à 4 mm, garant d'une bonne restitution de forces sur l'os.

Les contraintes subies par le fémur prothésé sont liées à la différence des modules de Young entre les différents matériaux. Yettra et Wright ont bien montré en comparant 2 pivots acier versus titane qu'une PTH en alliage titane restituait 30% de plus de contraintes au niveau du calcar.

2. Etude anatomique

Ce concept de pivot passe donc par un pivot TA_6V_4 (Titane + 6% d'Aluminium + 4% de Vanadium) avec appui métaphysaire maximum, calé et pré orienté par sa forme morpho adaptée ; le ciment ne joue plus alors le rôle de support prothétique mais sert uniquement à combler harmonieusement les vides avec effet de verrouillage.

Un travail sur 24 fémurs a été réalisé. Après évidement de l'os spongieux de l'extrémité supérieur, des moulages en résine ont été réalisés.

Un usinage secondaire des résines a permis d'obtenir des prototypes de pivots pouvant être insérés dans des fémurs de même calibre. Ces prototypes comportaient une courbure proximale concave en avant, une courbure distale concave en arrière ; c'est cette concavité distale qui rend possible l'insertion d'un pivot massif dans un fémur concave évitant le blocage lors de l'introduction.

3. Caractéristiques

La Prothèse Titane Anatomique comprend une gamme de prothèses anatomiques standardisées pour permettre une pose aisée et reproductible.

Les pivots fémoraux ont été obtenus à partir de moulages modélisés de séries de fémurs. Ils correspondent aux tiges personnalisées du TIPS n° 4.1.2.1.

Elle comprend 6 tailles droites et gauches, disponibles avec un col standard ou latéralisé, doté d'un cône morse de 10 mm de diamètre et 6° de pente avec un angle cervico-diaphysaire de 130°.

Les pivots offrent une antéversion proximale de 10°, complétée par une courbure distale de la tige de 5°. L'antéversion cumulée est donc de 15°.

Cette prothèse est ainsi morpho adaptée, et la régularité de ses formes est garantie par le forgeage des pivots en TA₆V₄.

4. Pourquoi le Titane

Le Titane possède des propriétés tout à fait exceptionnelles et l'a conduit à être utilisé comme biomatériaux [31 ; 32] :

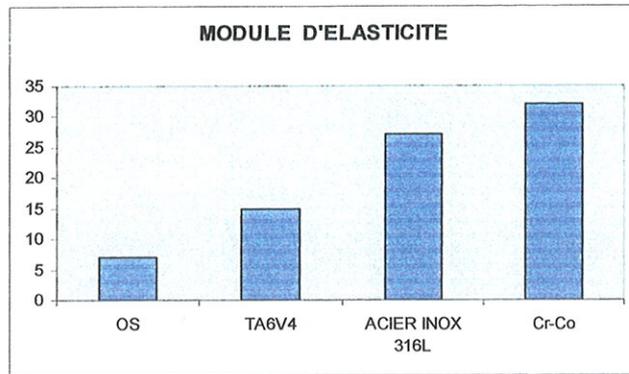
- Le plus résistant des implants tout en gardant flexibilité et malléabilité ;
- Grande résistance à l'usure ;
- Résistance à la corrosion ;
- Grande résistance mécanique avec un domaine plastique > CrCo ;
- Par contre, sa résistance à l'abrasion est limitée.

Le pivot est en titane forgé. Après usinage, rectification de la longueur de la tige, du col, tournage du cône. Les pièces sont contrôlées avant de subir les bains de passivation. Puis les pivots subissent une dernière opération d'anodisation au niveau de la couche superficielle du titane afin de limiter l'abrasion. Ces étapes sont indispensables.

Son module d'élasticité (ou module de Young) lui permet d'être utilisé comme implant dans les PTH, les contraintes mécaniques étant acceptables avec son voisinage (interfaces Tige-Ciment et Ciment Os).

MODULE DE YOUNG = CONTRAINTE / ETIREMENT

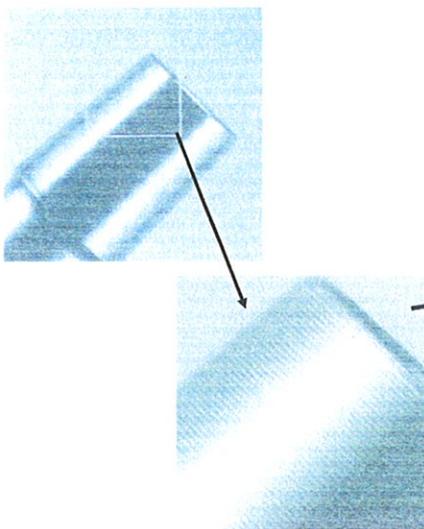
Afin d'éviter des fractures sur implants, la courbe du module d'élasticité de l'implant doit se rapprocher le plus possible du module d'élasticité de l'os.



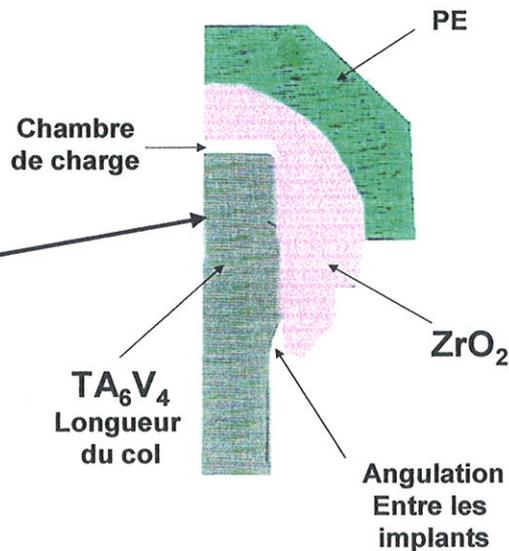
La surface de Titane est anodisée (bain d'anodisation alcalin), lui conférant une surface dure et lisse, qui est une interface de finition supportant l'agression. En cas d'effraction, on observe une diminution de la résistance, une augmentation de la sensibilité aux frottements et aux entailles. L'implant en Titane anodisé a une résistance à la fatigue 23% supérieure au Titane non anodisé [33].

5. Principes de fabrication et d'assemblage des implants adaptés aux céramiques

Aspect macroscopique du cône morse porteur d'une tête céramique



Complexe cône / tête / PE pour une tête céramique



POLYETHYLENES

I/ INTRODUCTION

La première implantation du PE en 1962 par J. Charnley faisant suite au échec du Téflon (90% de révision à 3 ans de recul !).

Le polyéthylène (PE) est le véritable « maillon faible » dans l'arthroplastie, mais il reste le polymère le moins exposé à l'usure. Cette constatation est d'autant plus vraie qu'il est mis en cause depuis 1976 et les travaux de Willert et Semlitch dans les descellements prothétiques induit par les débris de polyéthylène [34]. Langlais et Postel l'on prouvé par l'analyse histologique et immunologique, le descellement est la conséquence de l'activation macrophagique qui s'effectue lorsque les débris de polyéthylène ont une taille suffisamment petite (**taille d'activation macrophagique) inférieure à 20 µm** (la grande majorité des débris a une taille de 0,5 µm), et qu'ils soient en nombre suffisant [9, 34 ; 36 ; 37].

Les voies de recherche afin de diminuer l'ostéolyse péri prothétique ont 3 orientations :

- Diminuer la production des débris pathogènes ;
- Diminuer l'accès aux interfaces ;
- Améliorer la tolérance des débris.

En ce qui concerne le PE, les améliorations passent par l'élimination des particules de stérâtes de calcium et par l'amélioration des méthodes de stérilisation.

II/ CARACTERISTIQUES

Le polyéthylène est un polymère (ou homopolymère) thermoplastique basé sur le gaz éthylène (C₂H₄). La formule chimique du PE est : (C₂H₄)_n où « n » est le degré de polymérisation [38 ; 39].

Tous les polyéthylènes médicaux sont à très haut poids moléculaire (Ultra-High Molecular Weight PolyEthylene = **UHMWPE**), ce qui lui confère des qualités mécaniques statiques favorables car il résiste à l'usure et à l'oxydation.

Ce renforcement de la réticulation est induit par l'irradiation des implants, ce qui permet « d'organiser » les chaînes et permet d'augmenter la charge à la rupture et la résistance au choc (**résilience**).

La densité du polyéthylène doit être corrélée au poids moléculaire, c'est-à-dire qu'au delà d'un certain poids moléculaire, la densité diminue car il devient visqueux.

III/ FABRICATION [36 ; 37]

A partir d'une poudre de polymère, l'agglomération sera réalisée par des procédés physiques pour créer soit des barres (extrusion), soit des plaques (compression) dans lesquelles seront usinés mécaniquement les implants puis stérilisés. La température de fusion du PE est $\cong 130^\circ$.

Ainsi les caractéristiques de l'usure du polyéthylène dépendent de ces 3 stades.

1. Fabrication de la poudre

En Europe, les poudres utilisées répondent aux normes internationales ISO 5834 1 et 2. Son poids moléculaire est $> 2.10^6$ et a une importante résilience ($\cong 140 \text{ MJ/mm}^2$).

2. Fabrication des pièces

- **L'extrusion** : compression des grains sous chauffage permettant leur agglomération ;
- **La compression** : compression de la poudre de PE sous chauffage ;
- **Le moulage** : injection de PE chauffé et comprimé ;
- **Le flambage** : procédé permettant d'échauffé l'état de surface afin de le rendre lisse ;
- **L'usinage** : processus lent et doux pour éviter l'élévation thermique qui modifierait l'état de surface.

3. Stérilisation

L'irradiation gamma était le plus souvent utilisée, mais a des effets aussi bien défavorables (oxydation du polyéthylène) que favorables (réticulation). La dose administrée est de 2,5 Mrad. Ce jour, cette stérilisation se fait aux oxydes d'éthylènes.

IV/ POLYETHYLENE ET PTH

Nous venons d'aborder les qualités **intrinsèques** du PE, mais nous voyons qu'il a ses limites dans sa conception. L'évolution du PE se base sur une optimisation de la réticulation et une totale élimination des radicaux libres présents dans le PE (par traitements thermiques) \Rightarrow « PE inoxydable ».

Il faut donc essayer de comprendre les caractéristiques des facteurs **extrinsèques** afin de diminuer l'usure (tête fémorale, cupule, usure à 3 composants, métal-back, ...).

Les facteurs extrinsèques entraînent des variations d'usure d'un facteur 10, alors que les variations intrinsèques ont un facteur 0,5.

1. Tête fémorale

Nous ne reviendrons pas sur les caractéristiques du Zirconium et du Carbioceram[®], néanmoins quelques notions doivent être rappelées.

- La sphéricité et l'état de surface (**rugosité**) des implants doivent être irréprochables. Ces irrégularités favorisent et entretiennent l'usure. Toute rayure aggrave l'usure par augmentation de la rugosité.

- Le choix d'un diamètre de tête de 22 mm n'est pas anodin, les céramiques implantées dans cette revue de patients permettent leur utilisation en 22 mm, et une augmentation de diamètre de 1 mm correspond à un accroissement d'usure volumétrique de 5%.

- La mouillabilité des céramiques est bien supérieure aux autres implants.

2. Cupule

La cupule cimentée, type Charnley, a été notre choix, car l'usure et l'ostéolyse sont très limitées dans ces revues à 10 ans. Les cupules non cimentées sont aujourd'hui des implants plus fiables mais elles manquent de recul. L'épaisseur du PE doit être au moins de 8 mm afin qu'il puisse répartir les contraintes.

3. Usure à 3 composants

Il s'agit de l'incarcération au niveau du couple de frottement de débris, qui peuvent être de toutes sortes (PE, corrosion du cône morse et PE : impingement, ciment, céramique lors de révisions de PTH, ...).

PATIENTS ET METHODE

A. INTRODUCTION

I/ CHOIX DE LA SERIE

La série comprend un ensemble de **170** prothèses totales de hanche (PTH) scellées avec un couple de frottement céramique/PE innovant. Effectivement, la prothèse anatomique utilise un alliage en Titane, avec 2 couples de frottements innovants : le couple **Zircone/PE** pour **97** cas et le couple **Carbioceram®/PE** pour **73** cas, choisis pour leur très faible coefficient de friction et leur bonnes propriétés tribologiques.

Les critères d'inclusion de la série ont pour but d'obtenir **2 groupes homogènes** de patients : tous les patients sont contactés par téléphone afin de convenir d'un RDV radiologique et d'une consultation orthopédique, un courrier leur est adressé [*Annexe 2*] :

- *Patients nés après 1924 ;*
- *Pour le couple Zircone/Polyéthylène, intervention entre Janvier 1993 et Juin 1994 ;*
- *Pour le couple Carbioceram®/Polyéthylène, intervention entre Janvier 1995 et Octobre 1996.*

Ces implantations de PTH durant ces 2 périodes étaient presque exclusives, cet état de fait entraîne a priori une homogénéité des 2 groupes (**équivalent à un tirage au sort**).

Ces patients ont été opérés entre Mai 1990 et Juin 1995 pour le couple Zircone/PE et entre Mai 1994 et Janvier 1997 pour le couple Carbioceram®/PE puisque nous avons pris en compte la hanche controlatérale opérée avec ces couples de frottement.

Cinq chirurgiens d'expériences sont à l'origine de cette série.

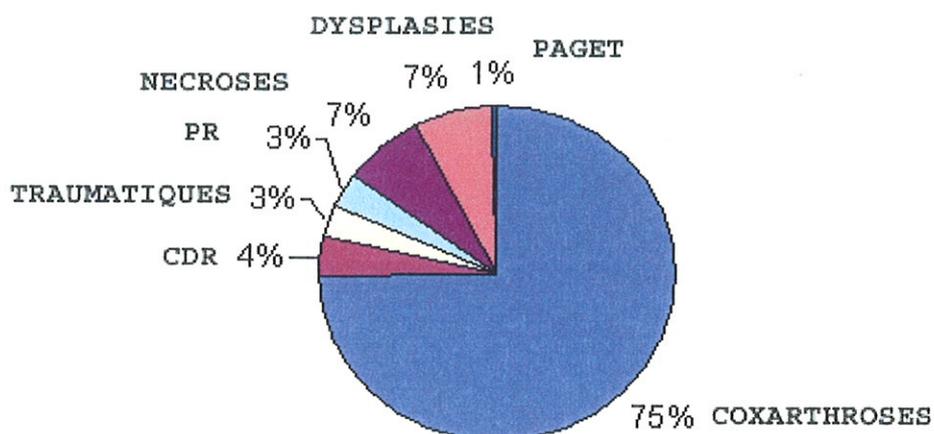
Les **170** arthroplasties de hanches ont été réalisées chez **140** patients d'un âge moyen à la revue de **69,5** ans, avec des extrêmes allant de 41 ans à 86 ans (âge à la revue) dont **30** patients ont eu les 2 hanches prothésées.

↪ **150** arthroplasties revus dont nous présentons les caractéristiques.

II/ ETIOLOGIE

A l'origine des coxopathies, on retrouvait 111 coxarthroses primitives, 6 coxarthroses destructrices rapides (CDR), 11 dysplasies, 5 polyarthrites rhumatoïdes, 11 nécroses, 5 post-traumatiques et 1 maladie de Paget.

Répartition par étiologie



III/ TECHNIQUES OPERATOIRES [40]

La voie postéro-externe de Moore a été utilisée dans 47,6% des cas, la voie antéro-latérale de Hardinge dans 52,4%.

La cupule prothétique est cimentée dans 145 cas et non cimentée dans 5 cas. Un renfort cotyloïdien type bouclier de Kerboull mis en place dans 6 cas chez 5 patients porteur d'une Polyarthrite rhumatoïde et 1 fracture du cotyle.

Le fut fémoral est préparé manuellement par des râpes de tailles croissantes afin de combler la cavité médullaire par la pièce prothétique la plus volumineuse possible après avoir mis en place un bouchon obturateur adapté et réalisé une cimentation de deuxième génération avec le ciment Palacos[®] haute viscosité contenant un antibiotique (Gentamycine).

La taille du col a été défini après manœuvre de réduction et testing de celle ci. Aucune planification pré opératoire avec les calques n'est nécessaire du fait d'une tige anatomique.

B. ANALYSE CLINIQUE

Nous nous sommes servis de plusieurs cotations pour évaluer cliniquement ces arthroplasties, ainsi qu'un interrogatoire précis afin de dépister les complications et événements intercurrents qui auraient pu émailler l'évolution [Annexe 3].

- ✚ **Cotation de Postel et Merle d'Aubigné pré et post-opératoire [41]** : cotation fonctionnelle reproductible, reflétant la tolérance et l'activité du patient porteur d'une PTH

	DOULEUR	MARCHE	MOBILITE-AMPLITUDE / FLEXION
6	Aucune	Normale ou illimitée	>90°
5	Rare et légère	Petite boiterie	80° - 70°
4	Entre 30 mn et 1 h de marche	Boiterie nette	70° - 50°
3	Entre 10 et 20 mn	Canne pour sortir	50° - 30°
2	Avant 10 mn	Deux cannes	<30°
1	Immédiate	Béquilles	
0	Permanente	Impossible	

- ✚ **Catégories de Charnley [42]**, permettant d'évaluer l'activité du patient en fonction de sa comorbidité ;

Catégorie A	Une seule hanche atteinte sans autre problème interférent sur la marche
Catégorie B	Deux hanches atteintes, mais le reste du corps est normal
Catégorie C	Plusieurs problèmes perturbant la marche (ex : PR, Sénilité, Hémiplegie et atteintes cardiorespiratoire)

- ✚ **Classification de Devane et Al [43]**, renseigne sur l'activité physique du patient.

Grade 1	Dépendance d'une aide extérieure, Sédentarité
Grade 2	Travaux ménagers, Semi sédentarité
Grade 3	Activité de loisir, jardinage, natation
Grade 4	Travail de bureau, sport léger, tennis « social »
Grade 5	Travail dur, sport de contact, tennis compétiteur

- ✚ Mobilités articulaires des 2 hanches ; Evaluation clinique de l'inégalité de longueur et cotation du moyen fessier.

C. ANALYSE RADIOLOGIQUE

Afin d'analyser les clichés radiographiques, un protocole radiographique à vu le jour et a été validé par le Service de Radiologie du CHU de Limoges [*Annexe 4*]. L'analyse radiologique a été faite *EN INSU*.

Les principales caractéristiques de ce protocole innovant sont :

- Clichés à 115% de Face et de Profil de la PTH avec un cliché à 250% centré sur le couple de frottement (réalité de l'agrandissement des clichés analysés);
- Mise en appui unipodal ;
- Déroulement du col prothétique par une rotation interne de hanche de 15°.

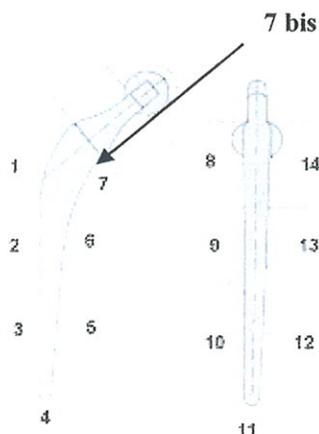
Le but des clichés post opératoires successifs est principalement d'évaluer l'usure et l'ostéolyse péri prothétique.

La présence d'un liseré péri prothétique radiologique est d'interprétation difficile : Pour Harris et al [44], un descellement est possible quelle que soit l'épaisseur du liseré si celui-ci est évolutif et s'étend sur plus de 50% de la surface de la prothèse, probable s'il s'étend à la totalité de l'implant et certain lorsqu'on observe un déplacement de l'implant. D'autres évoquent un descellement si on observe un liseré clair entre os et ciment (pour PTH cimentée) de plus de 2 mm, évolutif d'un cliché à l'autre analysé sur des clichés avec les agrandissements standard de 1,15, d'où la nécessité d'avoir des clichés avec des agrandissements réels de 1,15.

Les radiographies ainsi réalisées ont été analysées afin d'évaluer :

Au niveau fémoral :

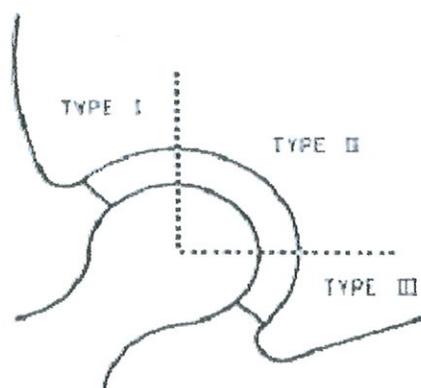
- L'orientation fémorale
- L'apposition périostée en zone 3 et 5
- Les descellements selon les zones de **Gruen**, aussi bien pour les interfaces os-ciment et ciment-implant [45]
- Zone 7bis correspondant à une ostéolyse du calcar et n'intéressant pas toute la zone 7. Sa présence est multifactorielle.



Au niveau du cotyle :

- La périphérie du cotyle selon les 3 zones de **De Lee et Charnley**, surtout pour l'interface os-ciment qui s'avère être le point faible pour ce type d'implantation.

[46]

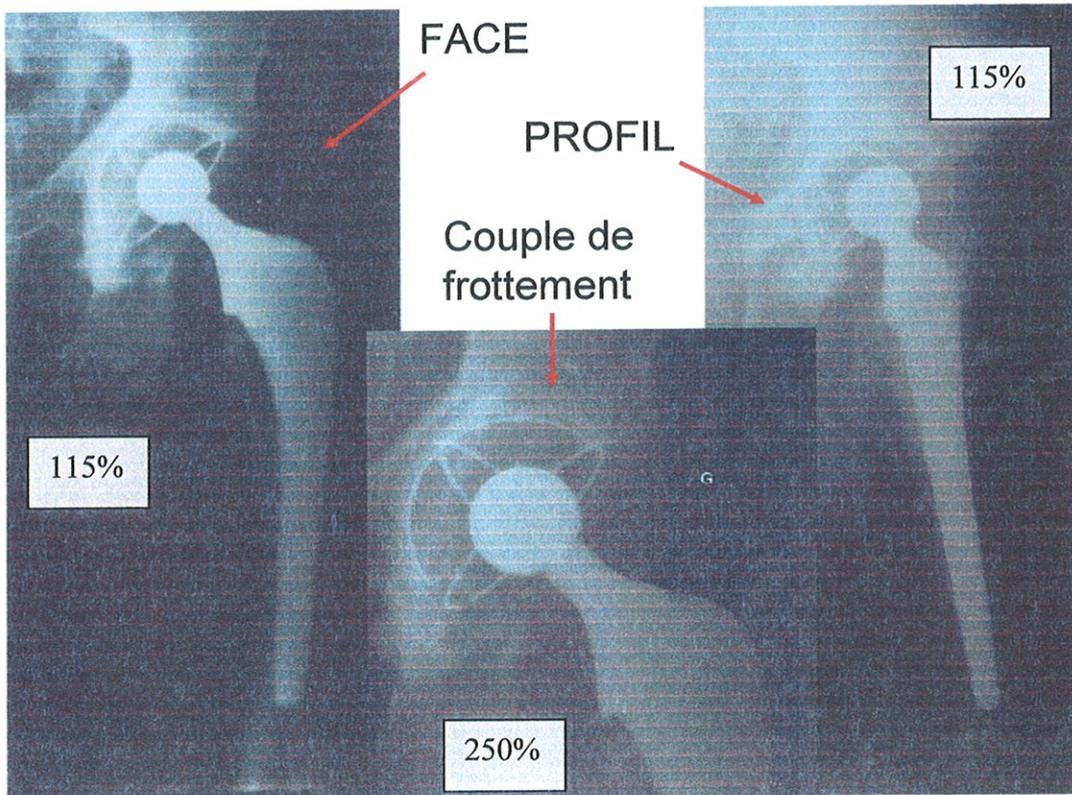


Au niveau du couple de frottement :

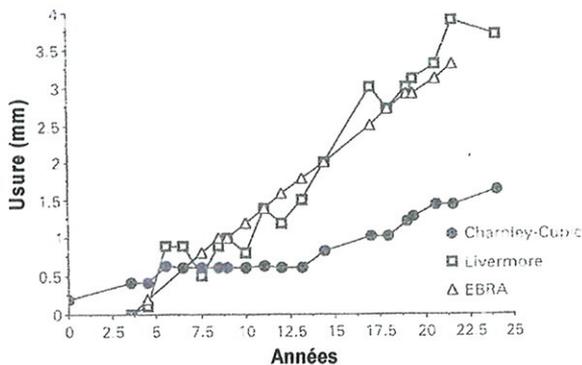
L'usure a été analysée par technique manuelle selon la **méthode de Livermore [47]**, par un seul opérateur à distance de l'examen clinique et/ou du recueil de la fiche d'évaluation. On sait que la précision de cette technique d'évaluation unidimensionnelle est de $\pm 0,5$ mm sur des clichés à 115%. Ces techniques restent valables pour présenter des résultats à long terme (10 ans ou plus).

Nous avons minimisé le risque d'erreur en utilisant des radiographies centrées à 250% avec une précision a priori de $\pm 0,23$ mm.

Les 3 clichés réalisés :



Comparaison des différentes méthodes unidimensionnelles de mesure de l'usure



CHARNLEY-CUPIC : méthode unidimensionnelle radiographique (analyse les clichés post opératoire au plus long recul).

LIVERMORE : méthode duo radiographique (analyse compare les clichés post op. au plus long recul). Compas + pied à coulisse.

EBRA (Ein Bild Roentgen Analysis = analyse radiologique sur une image) : mesure la migration de la cupule à partir de radiographies standard du bassin, permet de calculer le déplacement de la tête par rapport à la cupule dans le plan frontal selon les axes des X et des Y. Le logiciel EBRA sélectionne et compare les radiographies.

Ces courbes comparent différentes méthodes : on s'aperçoit que le calcul de l'usure est fonction de la technique utilisée. La méthode de Livermore nous a paru la plus adaptée. En fait, quelque soit la méthode utilisée, il ne s'agit que d'une approximation !!! Tout de même nous voyons que la méthode de Charnley-Cupic sous estime l'usure d'un facteur 2-3 par rapport à celle que nous utilisons.

✚ La **classification de Brooker [48]**, correspondant à l'importance des ossifications péri articulaires, elles ont une incidence sur les mobilités articulaires ;

Grade 0	absence de calcification
Grade I	calcifications punctiformes non confluentes
Grade II	ossifications importantes prédominant vers le sourcil cotyloïdien et le grand trochanter
Grade III	ossifications majeures avec persistance d'une légère mobilité
Grade IV	ossifications majeures avec ankylose coxo-fémorale

✚ La **classification de Barrack [49]** qui correspond à la qualité de cimentation, nous l'avons utilisé lorsqu'un liseré péri prothétique était présent au dernier recul pour le comparer aux clichés post-opératoires non numérisés afin d'évaluer l'apparition ou l'évolutivité du liseré. Une cimentation de deuxième génération a été réalisée pour toutes les PTH.

Groupe A	remplissage complet et harmonieux
Groupe B	quelques défauts étroits à l'interface os ciment
Groupe C	liseré de 50 à 90% de l'interface ciment os ou un manteau incomplet
Groupe D	liseré sur une longueur de 100% ou absence de couverture de la pointe de prothèse

D. RESULTATS

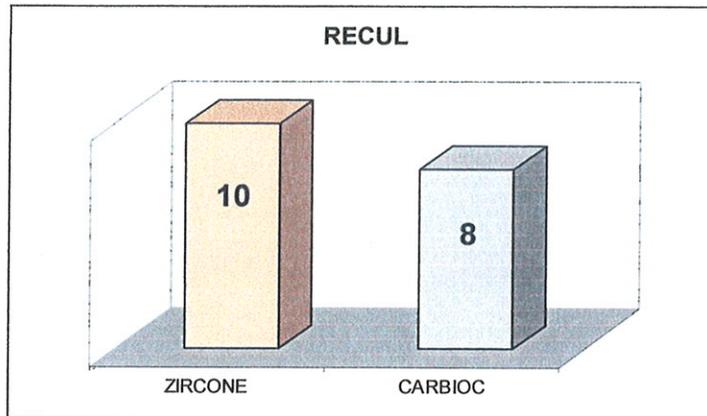
I/ INTRODUCTION

Nous détaillons successivement les caractéristiques cliniques puis radiologiques de notre série afin de réaliser une analyse critique des résultats basée sur une analyse statistique des 2 séries. La fiche de recueil est en **Annexe 5**, elle comporte les données dont nous nous sommes servis pour présenter ces résultats.

Pour l'analyse statistique :

↳ **Comparaison des variables qualitatives (%) par un test du CHI-DEUX, par un test de FISHER dans le cas de petits échantillons et par un test de STUDENT pour les variables quantitatives.**

Nous présentons ces résultats avec un recul de **120 mois** (10 ans) pour le couple de frottement Zircon/PE, et de **96 mois** (8 ans) pour le Carbioceram®/PE.



Nous déplorons **10** patients décédés (age moyen lors de l'intervention chirurgicale : 70 ans), **4** patients perdus de vue (dont 1 patient porteur de PTH bilatérale) et **5** patients qui n'ont pu se déplacer : age moyen lors de l'intervention chirurgicale de 71 ans n'ayant pu venir à la consultation de leur propre moyen, aucune complication n'a été décelé à l'interrogatoire téléphonique, leur score d'activité : *Devane 1*. Ces dossiers n'ont pas pu être exploités. **Ces derniers n'apparaissent pas dans cette revue.**

II/ DESCRIPTION DES ECHANTILLONS

1. Répartition selon le sexe

La série comporte **150 PTH** revues dont nous donnons la répartition ci dessous, **29** patients ont les 2 couples de frottement :

	ZIRCON			CARBIOCERAM®		
	FEMMES	HOMMES	TOTAL	FEMMES	HOMMES	TOTAL
Nombre PTH (%)	40 (48%)	43 (52%)	83	25 (37%)	42 (63%)	67

2. Les implants utilisés

	TAILLE PIVOT				COL		CUPULE taille moyenne
	2	3	4	5	standard	long	
ZIRCON	8,4	28	48	15,6	67,2	32,8	51,4
CARBIOCERAM®	11,9	31,3	38,8	18	62,6	37,4	52,5

Résultats exprimés en % par couple de frottement sauf la cupule en mm
La taille des cupules s'étalonnait dans cette série de 48 à 60 mm.

La tige fémorale en alliage de Titane avec un état de surface « poli brillante » possédant un appui merckelien avec une gamme de pivots de taille croissante (1 à 6) et latéralisée (droit et gauche).

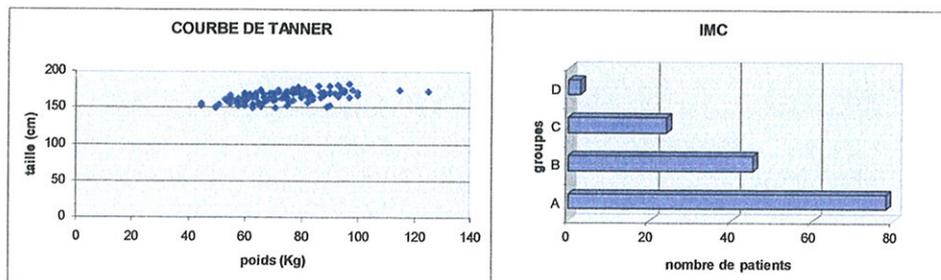
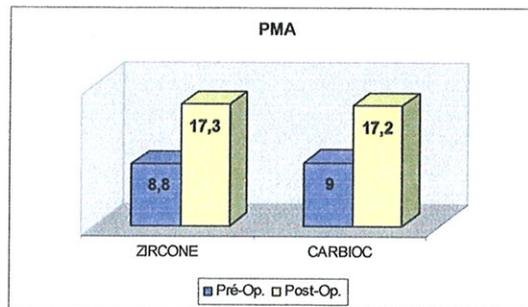
Une taille unique de tête fémorale en 22,22 mm a été posée.

3. Résultats fonction des classifications

Les histogrammes suivant nous donnent la répartition des classifications sous jacente :

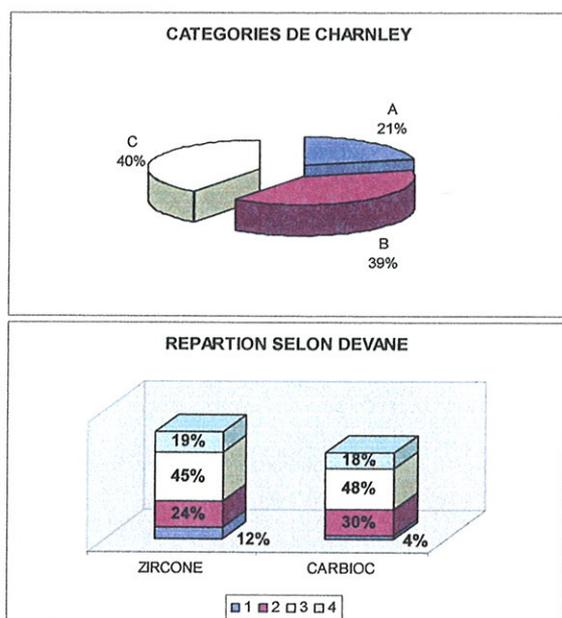
- **PMA** pré et post opératoire ;
- La **courbe de Tanner** ainsi que l'**Index de Masse Corporel (IMC)** nous donne la répartition en fonction du poids et de la taille. Il s'agissait de **58** femmes dont le poids moyen était de **66,9 Kg** (minimum : 45 Kg, maximum : 90 Kg) et de **82** hommes d'un poids moyen de **79,3 Kg** (minimum : 55 Kg, maximum : 125 Kg). Nous avons indexé l'IMC en 4 groupes qui sont définis en Normal, Surpoids, Obésité et Obésité Morbide :

Groupe A (Normal) : $IMC < 25 \text{ Kg/m}^2$
Groupe B (Surpoids) : $26 < IMC < 30 \text{ Kg/m}^2$
Groupe C (Obésité) : $31 < IMC < 35 \text{ Kg/m}^2$
Groupe D (Obésité morbide) : $IMC > 36 \text{ Kg/m}^2$



Ces résultats font ressortir une population dont les caractéristiques sont similaires à priori : le PMA est identique, la courbe de TANNER ainsi que l'IMC montrent que plus des $\frac{3}{4}$ de la série ont un IMC $< 30 \text{ Kg/m}^2$.

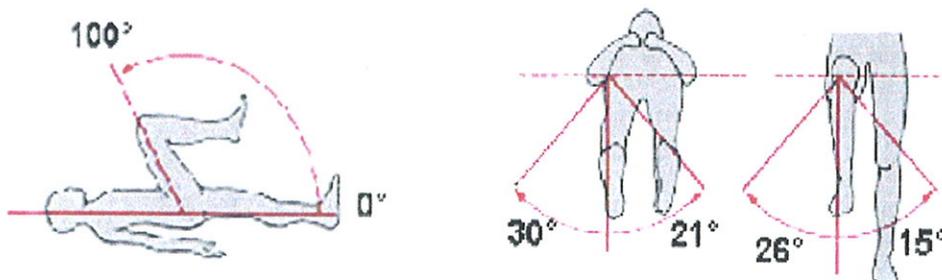
- Répartition de la population selon les catégories de **Charnley** ;
- Pour la classification de **Devane**, nous donnons la répartition selon cette classification à la revue des patients. Pour l'analyse, nous avons divisé la population en 2 catégories : **les sédentaires** (Devane 1 et 2) et **les actifs** (Devane 3 et 4). Aucun Devane 5 n'a été recensé. Cette répartition nous semble plus proche de la réalité du fait qu'il s'agit d'une population rurale, évitant toute sous ou sur cotation.



Plus de 60% de la série est une population active à la revue à 8 et 10 ans, d'autant plus que nous savons qu'une telle population présente un score de Charnley s'aggravant avec le temps tant au niveau de la « maladie » arthrosique (bilatéralité, autre localisation) ou un facteur de comorbidité se sur ajoutant.

Aucun patient n'est en maison de retraite ou médicalisée.

- Schémas des **mobilités moyennes** de la hanche opérée



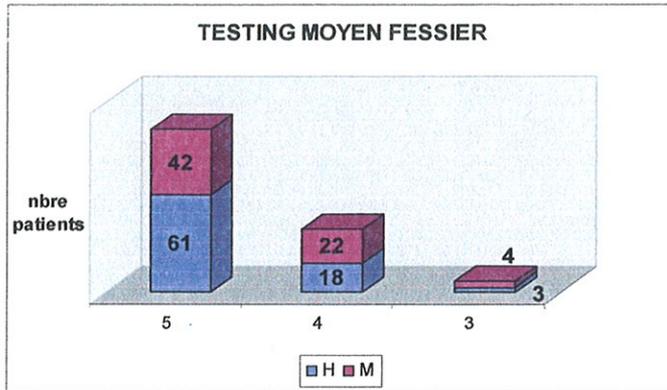
Ces mobilités moyennes n'ont pas été recherchées de façon extrême cliniquement, et permettent aux patients une activité normale.

- L'examen clinique a été complété avec la recherche :
 - **Clinostatisme**, douleurs à la **Traction Pulsion** : aucun patient ne présentait ces signes.

- **Inégalité de longueur** : 31 patients en présentent une, cette différence de longueur du coté opéré s'échelonne de -2 cm à +3 cm. 78% des patients entre -1,5 et +1,5 cm n'ayant pas d'incidence sur la marche. Pour les inégalités extrêmes, une talonnette est prescrite.

- **Testing du moyen fessier** selon la voie d'abord chirurgicale Moore (M) ou Hardinge (H) :

➤ Les 2 voies d'abords chirurgicales sont réparties de façons équitables



A 10 ans, la voie d'abord utilisée n'a pas d'incidence sur le tonus du moyen fessier. L'inconfort d'une voie trans-fessière, telle la voie de Hardinge, perdure les premiers mois de vie d'une PTH. La rééducation post opératoire puis l'auto rééducation par l'activité du patient permet au moyen fessier de retrouver un tonus normal.

Analyse statistique clinique

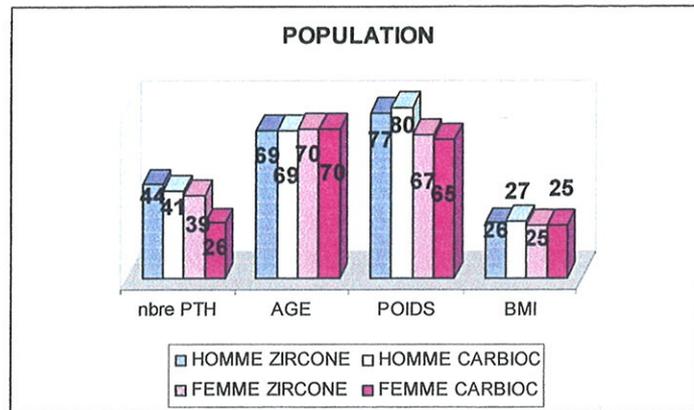
		ZIRCONE	CARBIOC	ρ
SEXE	H (nbre ; %)	43 (52%)	42 (63%)	NS
	F (nbre ; %)	40 (48%)	25 (37%)	
POIDS	(moy ; écart type)	72,7 (15,23)	74,9 (15,23)	NS
AGE	(moy ; mini, max)	69 (42 ; 86)	70 (41 ; 82)	NS
ACTIVITE	Sédentaires (nbre, %)	29 (36%)	23 (34%)	NS
	Actifs (nbre, %)	54 (64%)	45 (66%)	
PMA	Pré opératoire	8,8	9	NS
	A	18	14	
	B	34	24	
	C	31	29	
CHARNLEY				NS

NS : Non Significatif

Il n'y a pas de différence significative pour les **mobilités articulaires** entre le Zircon et le Carbioceram[®] et en ce qui concerne le **testing du moyen fessier** fonction des voies d'abords chirurgicales utilisées.

⇒ LES 2 GROUPES SONT PARFAITEMENT HOMOGENES APRES L'ANALYSE CLINIQUE

L'histogramme rend compte de ces constatations :

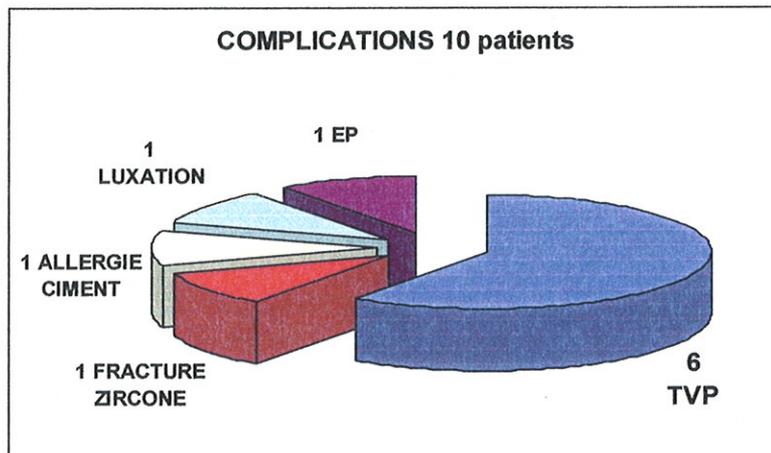
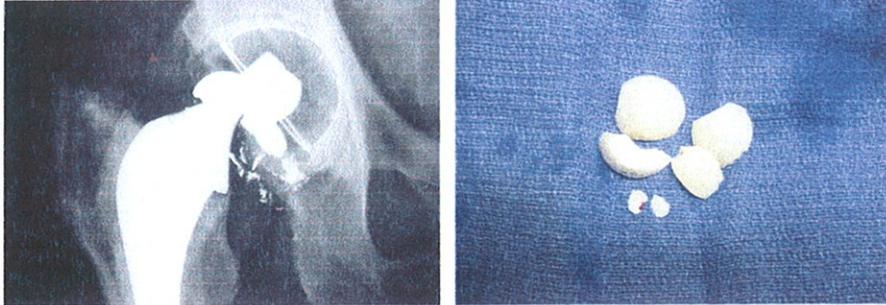


III/ COMPLICATIONS

Nous présentons les incidents per et post opératoires, nous dénombrons **10** patients. Aucun sepsis de PTH n'a été recensé ni paralysie du nerf sciatique. Une seule complication per opératoire : choc au ciment sans séquelle.

- **Aucune révision de PTH à 8 et 10 ans.**
- Une luxation apparaît dans cette série chez un homme de 68 ans avec une tête Zircon à 4 ans de sa mise en place, opéré par voie de Moore.
- Une fracture de tête Zircon à 10 ans apparaît dans cette étude, **le patient a été inclus** car il a présenté cette complication au décours de l'étude. Il nous paraît important de l'inclure afin de discuter de ces « accidents graves » dans la vie d'une PTH céramique.

Il s'agit d'un patient de **69 ans**, IMC : **25 Kg/m²**, Devane 4 (pêche, chasse...) et Charnley **B** ayant présenté cette fracture de l'implant lors d'un saut d'une hauteur de 1 m. Nous présentons sa radiographie à l'arrivée, ainsi que les constatations per opératoires.

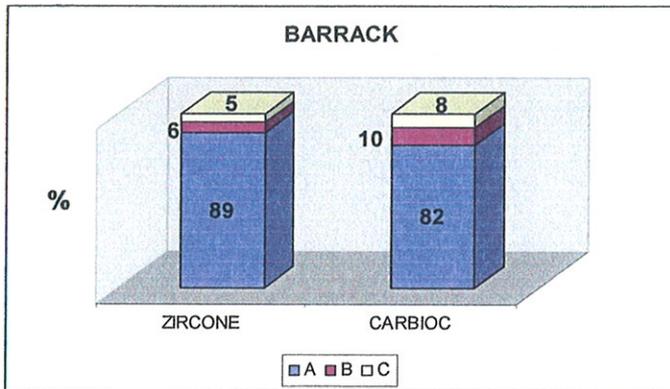


- A noter, 2 fractures sous PTH sont apparues suite à des chutes de ces patients de leur hauteur, la zone jonctionnelle queue de PTH/diaphyse fémorale est fragile (d'autant plus que l'os est ostéoporotique) avec des différences de modules de Young importantes expliquant ce type de fracture traumatique.

IV/ EVALUATION RADIOLOGIQUE

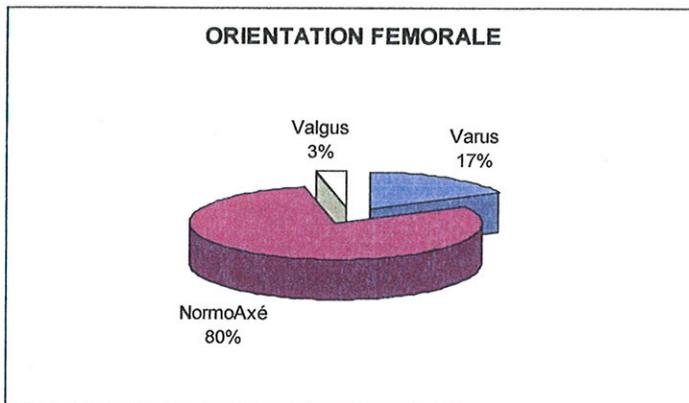
1. Post opératoire immédiate

- **Barrack** : Tous les clichés des patients revus ont été analysés selon cette classification (fait sur des clichés non numérisés).



Il s'agit du même opérateur ayant analysé les clichés radiographiques post opératoires immédiat (non numérisés, à J1, en décubitus dorsal) qu'au dernier recul ⇒ **technique EN INSU**. Leur qualité nous a paru satisfaisante. Le bon score de Barrack est dû en grande partie à la technique de cimentation.

➤ **Orientation fémorale**



Nous notons 17% de PTH en varus qui s'explique par un sous dimensionnement de la tige anatomique (taille moyenne de la tige : 3,5).

Analyse statistique radiographique

		ZIRCONE	CARBIOC	<i>p</i>
BARRACK (nbre)	A	74	55	<i>NS</i>
	B	5	7	
	C	4	5	
	D	-	-	
ORIENTATION (nbre)	Normo axée	68	58	<i>NS</i>
	Varus	15	9	

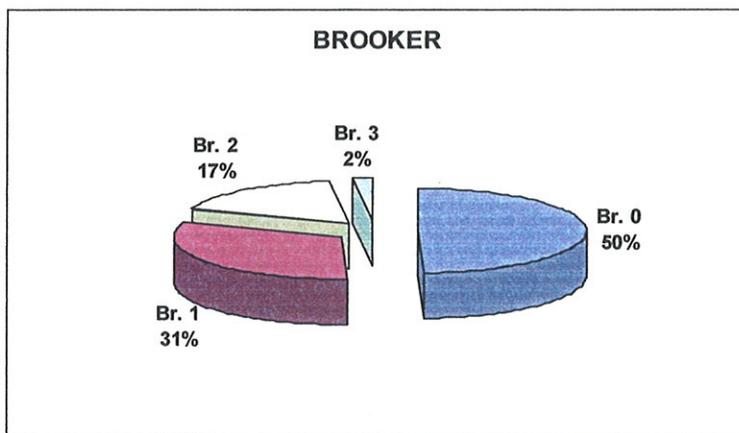
⇒ **LES 2 GROUPES SONT PARFAITEMENT HOMOGENES APRES L'ANALYSE RADIOLOGIQUE**

2. A 8 et 10 ans

- Du fait d'une tige fémorale anatomique massive au niveau de sa partie diaphysaire, nous nous sommes attachés à rechercher d'éventuelles **appositions périostées**. 6 patients ont présenté ce signe radiologique (4%), il s'agit de patient ayant une tige n°4 normo axée pour la plupart.

L'apposition périostée n'est pas forcément un signe radiographique péjoratif pour la survie d'une PTH. Effectivement, elle signe une hyper réaction osseuse par contraintes excessives et peut générer des douleurs de cuisse.

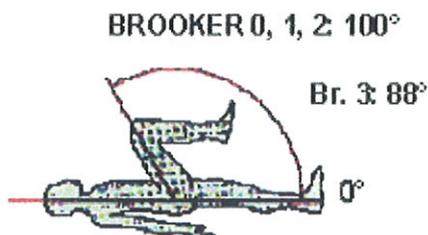
➤ Ossifications péri articulaires



Répartition des ossifications péri articulaires, nous ne notons pas de Brooker IV.

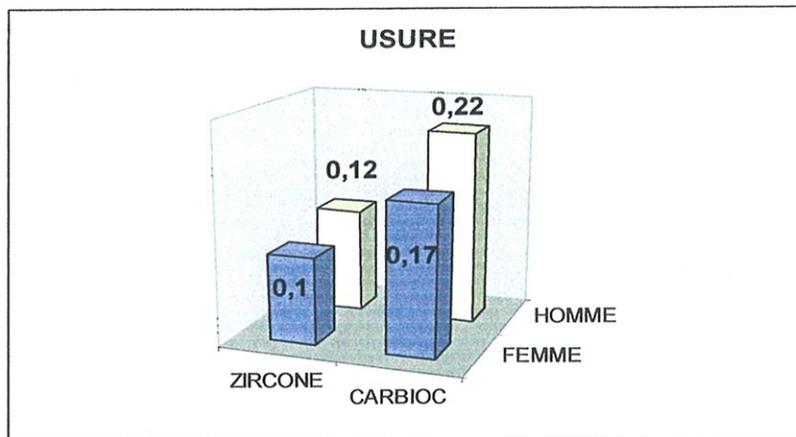
Nous notons une diminution de 12% des mobilités en flexion lorsqu'il existe des ossifications majeures (Brooker III), ceci correspond aux constatations cliniques et radiologiques.

En ce qui concerne les autres mobilités, il n'y a pas de différence induite par la voie d'abord chirurgicale.

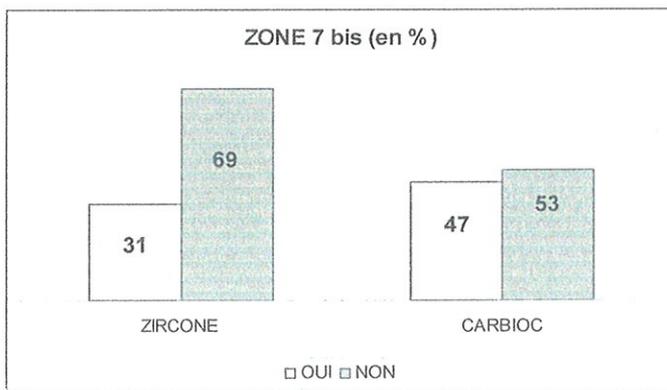


	ABD	ADD	RE	RI
MOORE	30	21	26	16
HARDINGE	31	21	26	13

- **Le taux annuel d'usure** (exprimé en mm /an) est donné en fonction du sexe et du couple mis en jeu.

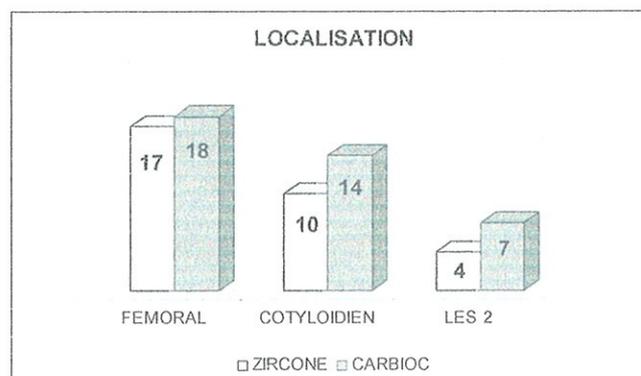


- La zone 7 bis, quant à elle, est d'interprétation difficile (car multifactorielle), 39% des patients présentent cette ostéolyse merckelienne.

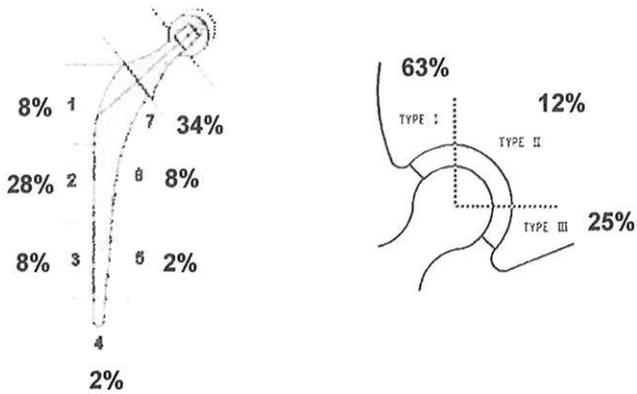


L'existence d'un appui merckelien permet la mise à quai de la PTH ainsi qu'une pressurisation du ciment conduisant à une stabilité primaire de la PTH. Les contraintes exercées à ce niveau ont peu d'action sur l'ostéolyse. La zone 7 bis est un stigmate de l'usure.

- Les schémas suivants nous renseignent sur la localisation uni ou bipolaire et sur la fréquence du **liseré péri prothétique** en fonction de sa localisation. Il y a 30% des PTH présentant une localisation fémorale et 23% une localisation cotyloïdienne, qu'il s'agit d'une ou plusieurs localisations au niveau d'une même PTH.

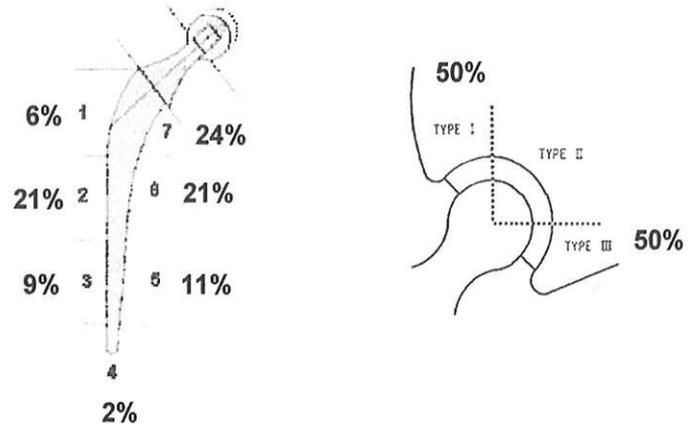


ZIRCONE



45% des PTH présentent un ou plusieurs liserés à la revue.
Leurs localisations principales :
Zone 2 et 7 de Gruen

CARBIOCERAM



57% des PTH présentent un ou plusieurs liserés à la revue.
Leurs localisations principales :
Zone 2, 6 et 7 de Gruen

Tableau montrant le % de PTH présentant 0, 1, 2, 3 ou plus de 3 liserés en fonction du couple de frottement et de sa localisation fémorale ou cotyloïdienne.

55% des PTH Zirconium et 43% des Carbionceram[®] ne présentent aucun liseré fémoral ET cotyloïdien.

LISERE FEMORAL

	0 liseré	1 liseré	2 liserés	3 liserés	> 3 liserés
ZIRCONE	72%	21%	5%	2%	-
CARBIOC	65%	25%	10%	-	-

LISERE COTYLOIDIEN

	0 liseré	1 liseré	2 liserés	3 liserés	> 3 liserés
ZIRCONE	84%	10%	2%	4%	-
CARBIOC	67%	29%	4%	-	-

Analyse statistique radiographique

USURE (mm/an)

Zircone	(moy ; écart type)	0,114 ; 0,104	$p = 10^{-6}$
Carbioceram [®]	(moy ; écart type)	0,203 ; 0,12	

ZONE 7 bis

	OUI	NON	$p = 0,04$
Zircone (nbre, %)	25 (31%)	58 (69%)	
Carbioceram [®] (nbre, %)	31 (47%)	36 (53%)	

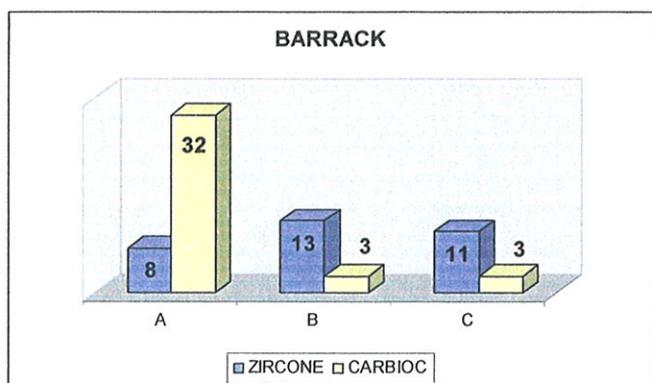
LISERES

	OUI	NON	<i>NS</i>
Zircone (nbre, %)	37 (44%)	46 (56%)	
Carbioceram [®] (nbre, %)	38 (56%)	29 (44%)	

Ces résultats montrent une différence significative en terme d'usure et d'ostéolyse du Merckel au profit de la Zircone. Néanmoins, le taux de liserés est important pour les 2 couples de frottement, il nous faut donc confronter ces résultats avec des facteurs qui pourraient interférer ou influencer la lecture des données brutes décrites :

- A la classification de Barrack.

Les Résultats suivants seront donc présentés avec cette classification modifiée de Barrack afin de pas les sous ou sur estimer l'ostéolyse.



Cette classification de Barrack « corrigée » post opératoire, montre l'importance de l'apparition d'un liseré pour le Carbioceram[®]. Par contre, seulement 25% des Zircone présente ce liseré « natif », les 75% restants avaient soit un stade B ou C en post opératoire immédiat. Il ne nous semble pas évoluer dans le temps.

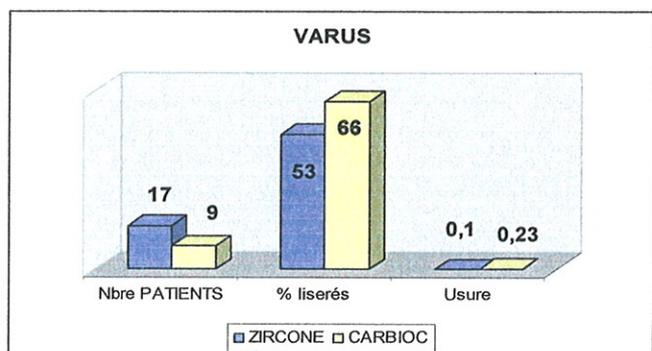
BARRACK A ET LISERES AU DERNIER REcul (74 Z, 55 C)

« A corrigé » AUTRES

Zircone (nbre, %)	8 (11%)	66 (89%)	$p < 10^{-9}$
Carbioceram® (nbre, %)	32 (58%)	23 (42%)	

Aucune douleur pouvant nous évoquer un descellement n'a été trouvée à l'examen clinique. D'ailleurs, la lecture radiologique confirme cela à 8 et 10 ans. Néanmoins, le Carbioceram® à 8 ans de recul montre pas moins de 47% de PTH présentant un liseré péri prothétique évolutif.

- A l'orientation fémorale.



Les 17% de PTH varisées se répartissent de la façon suivante, nous voyons que plus de 50% des patients présentent un liseré.

VARUS ET LISERES

	Zircone (nbre)	Carbioceram® (nbre)
Varus + Liseré	6	5
Varus - Liseré	11	4
NormoAxé + L	21	26
NormoAxé - L	45	32

	Varus	NormoAxé	
Total + liseré	11	47	NS
Total - Liseré	15	77	

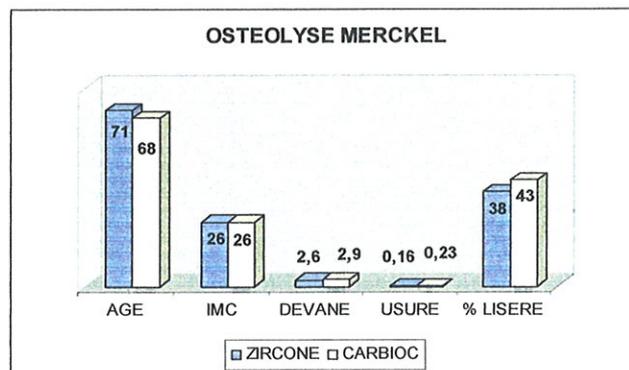
- A la zone 7 bis.

7 bis ET LISERES

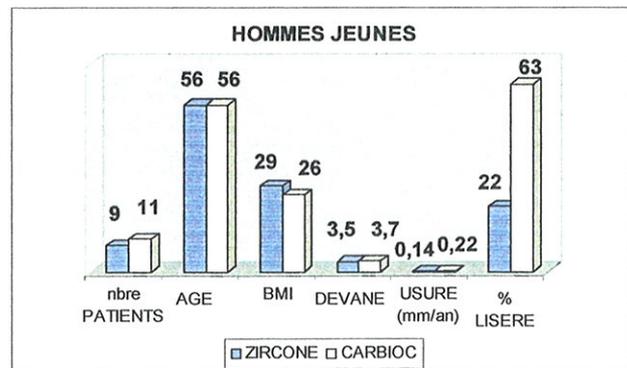
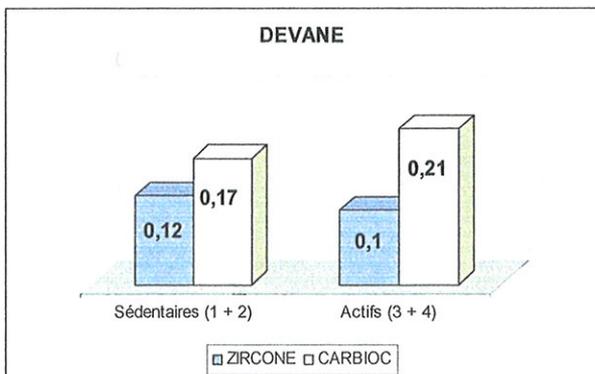
	Zircone (nbre)	Carbioceram® (nbre)
7 bis + Liseré	10	14
7 bis – Liseré	16	18
– 7 bis + Liseré	5	17
– 7 bis – Liseré	52	18

	7 bis	– 7 bis	
+ liseré	24	22	<i>p = 0,02</i>
Total			
– Liseré	34	70	

- ❖ 31% des patients ayant un tête Zircone présente cette ostéolyse et 47% pour le Carbioceram®.
- ❖ Sa présence est multifactorielle dont le facteur prédominant est l'activité de l'usure intra articulaire.
- ❖ L'usure et le taux de liserés sont plus importants chez ces patients.



L'usure augmente elle en fonction de l'activité et chez les patients de moins de 55 ans dans cette série ? Nous relatons les différents histogrammes puis l'analyse statistique.



USURE ET DEVANE (Nombre ; Moyenne ; Ecart type)

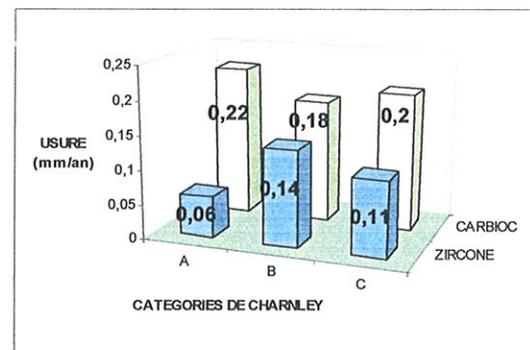
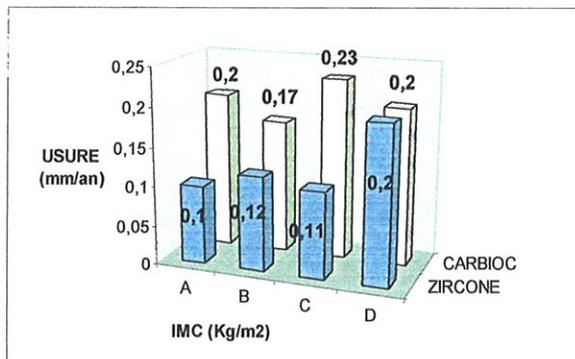
	Sédentaires	Actifs	
Zircone	29 ; 0,12 ; 0,126	54 ; 0,1 ; 0,08	NS
Carbioceram®	23 ; 0,17 ; 0,117	44 ; 0,21 ; 0,119	NS

USURE ET HOMMES JEUNES

	JEUNES	AUTRES	
Zircone	9 ; 0,14 ; 0,09	72 ; 0,1 ; 0,10	NS
Carbioceram®	11 ; 0,22 ; 0,09	56 ; 0,19 ; 0,12	NS

Ces résultats sont satisfaisants mais leur interprétation est difficile, il existe une tendance à l'augmentation de l'usure chez ces patients mais du fait qu'il s'agit de petits échantillon, nous n'avons pu mettre de différence significative, cet élément peut expliquer en partie la discordance d'usure entre les Sédentaires et Actifs pour la Zircone.

L'IMC et les catégories de Charnley ne montre pas de différence significative en terme d'usure.

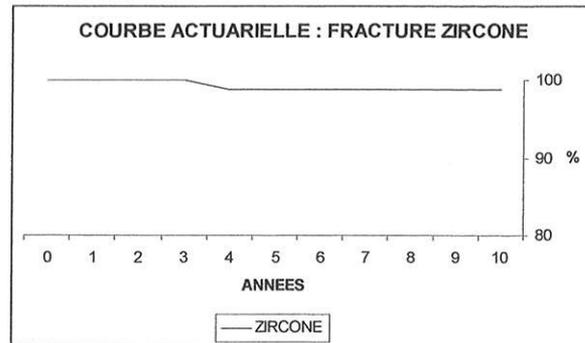
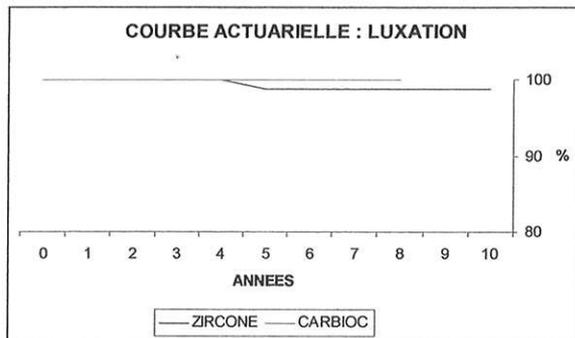


V/ COURBES ACTURIELLES

L'analyse des patients revus comporte 83 hanches Zircones et 67 hanches Carbioceram®, nous permettant la réalisation des courbes actuarielles avec les taux de survie à 10 ans pour le premier couple de frottement (Zircone) et 8 ans pour le second (Carbioceram®).

Aucun patient n'a été repris chirurgicalement dans la série pour un descellement aseptique de hanche, nous avons donc un taux de survie des implants de 100% pour les 2 couples de frottement.

Une **luxation** et une **fracture de tête Zircon** (patient inclus au cours de l'étude) apparaissent, taux de survie : 98,7%.



E. SYNTHÈSE

Les « très » bons résultats cliniques et radiologiques de cette série **unicentrique** pour la Zircon à 10 ans et le Carbioceram[®] à 8 ans nous confortent dans le choix de ces implants innovants.

La Zircon montre des qualités certaines comme friction dans l'arthroplastie de hanche comparée au Carbioceram[®] dans cette série. Le protocole radiologique mis en place comparé aux autres méthodes radiologique standard nous permet de donner des taux d'usure en minimisant les approximations, n'oublions pas que l'âge moyen lors de l'intervention est de 60 ans ! Le sexe, l'âge sont des facteurs déterminants pour la longévité des PTH.

La zone **7 bis** est un marqueur de l'usure du couple de frottement avec un taux de liserés plus important lorsqu'elle est présente.

La classification de Barrack « corrigée » a été utilisée et nous donne toute l'importance de la qualité de cimentation et de la possibilité de suivre l'évolution de l'ostéolyse. Elle montre une agressivité plus importante du Carbioceram[®].

Ce type de PTH anatomique harmonieuse explique sans doute l'absence de lien entre Varus et Usure - Ostéolyse.

Tous ces résultats sont d'autant plus probants qu'il n'a pas été noté de différence significative après l'analyse clinique et radiographique post opératoire, les groupes étudiés étant homogènes.

F. TABLEAU STATISTIQUE RECAPITULATIF

NS : Non Significatif

Analyse clinique

		ZIRCONE	CARBIOC	<i>p</i>
SEXE	H (nombre ; %)	43 (52%)	42 (63%)	NS
	F (nombre ; %)	40 (48%)	25 (37%)	
POIDS	(moy ; écart type)	72,7 (15,23)	74,9 (15,23)	NS
AGE	(moy ; mini, max)	69 (42 ; 86)	70 (41 ; 82)	NS
ACTIVITE	Sédentaires (nombre, %)	29 (36%)	23 (34%)	NS
	Actifs (nombre, %)	54 (64%)	45 (66%)	
PMA	Pré opératoire	8,8	9	NS
	A	18	14	
CHARNLEY	B	34	24	NS
	C	31	29	

Analyse radiographique post opératoire

		ZIRCONE	CARBIOC	<i>p</i>
BARRACK (nombre)	A	74	55	NS
	B	5	7	
	C	4	5	
	D	-	-	
ORIENTATION (nombre)	Normo axée	68	58	NS
	Varus	15	9	

Analyse radiographique à 8 et 10 ans

USURE

Zircone	(moy ; écart type)	0,114 ; 0,104	$p = 10^{-6}$
Carbioceram®		0,203 ; 0,12	

7 bis

	OUI	NON	$p = 0,04$
Zircone (nbre, %)	25 (31%)	58 (69%)	
Carbioceram® (nbre, %)	31 (47%)	36 (53%)	

liserés

	OUI	NON	NS
Zircone (nbre, %)	37 (44%)	46 (56%)	
Carbioceram® (nbre, %)	38 (56%)	29 (44%)	

Barrack corrigé

	« A corrigé »	AUTRES	$p < 10^{-9}$
Zircone (nbre, %)	8 (11%)	66 (89%)	
Carbioceram® (nbre, %)	32 (58%)	23 (42%)	

Varus et liserés

	Varus	NormoAxé	NS
+ liseré	11	47	
- Liseré	15	77	

7 bis et liserés

	7 bis	- 7 bis	$p = 0,02$
+ liseré	24	22	
- Liseré	34	70	

activité

	Sédentaires	Actifs	NS NS
Zircone	29 ; 0,12 ; 0,126	54 ; 0,1 ; 0,08	
Carbioceram®	23 ; 0,17 ; 0,117	44 ; 0,21 ; 0,119	

Hommes jeunes

	JEUNES	AUTRES	NS NS
Zircone	9 ; 0,14 ; 0,09	72 ; 0,1 ; 0,10	
Carbioceram®	11 ; 0,22 ; 0,09	56 ; 0,19 ; 0,12	

DISCUSSION

Une revue de la littérature s'avère indispensable afin de confronter nos résultats. Ce travail n'a pas la prétention d'être exhaustif du fait d'une multitude d'articles écrit sur ce sujet. Néanmoins, nous essayerons d'être uniciste lors de cette présentation avec le désir de comparer notre série à des séries similaires au niveau de la démarche clinique et radiologique.

A. L'OSTEOLYSE PERI PROTHETIQUE

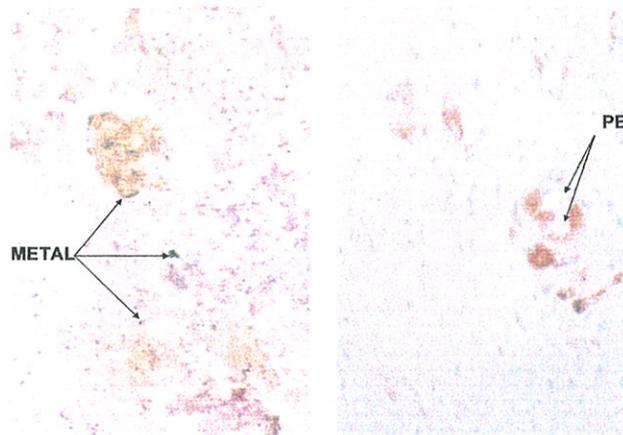
L'ostéolyse est le fruit d'un processus biologique, elle est liée aux particules qui peuvent venir de tous les constituants de la PTH : polyéthylène et métal principalement. De façon indirect, le ciment par les micro fractures crée une réaction inflammatoire et donc une ostéolyse ; Les céramiques (biocompatibilité de ces implants) si leur état de surface est irréprochable, ont un rôle par une usure à 3 composants principalement. L'ostéolyse survient pour les PTH cimentée en uni ou bipolaire ou non. Leur nocivité est loco- régionale, par le biais de la cascade d'évènement cyto-chimique. Ce phénomène conduisant de la phagocytose à l'ostéolyse, est bien connu [9 ; 34 ; 37].

Pour les couples de frottement *soft-hard*, ceci nous pose des interrogations quant à l'activation de la cascade biologique conduisant à ce phénomène : nous ne sommes pas tous égaux devant l'ostéolyse. Peut être qu'un jour, nous serons en mesure non seulement de rechercher des facteurs prédictifs à l'apparition de l'ostéolyse et qu'une solution thérapeutique verra le jour.

En attendant, ce phénomène pose le problème de la longévité des PTH et surtout des révisions prothétiques [50]. Dans le but de diminuer les problèmes d'usure du polyéthylène, le développement des implants de hanche nécessite soit un système **non-PE** soit que les **propriétés de l'actuel PE** doivent être « considérablement » améliorées, ce qui explique les tentatives des nouveaux PE (« cross-linked ») [51].

Ces innovations passent donc par le développement de nouveaux implants montrant des avantages certains en terme d'usure et donc de liserés, nous ne connaissons pas les inconvénients engendrés à terme.

La photo suivante montre une histologie chez un patient porteur d'un couple Métal/PE [52] :



OSTEOLYSE AU MICROSCOPE AVEC UN COUPLE METAL / PE :
 DEBRIS IMPORTANTS METAL (à gauche) et POLYETHYLENE (à droite),
 IMPORTANTE REACTION INFLAMMATOIRE.

1) COUPLE SOFT/HARD

En ce qui concerne ce couple de frottement, le polyéthylène a guère progressé ces dernières années si ce n'est au niveau de sa méthode de stérilisation augmentant sa dureté qui entraîne moins de débris d'usure, les nouveaux PE ont une résistance à l'élasticité et à l'étirement diminuée mais la résistance a augmenté, peut être contribuent ils à abraser les surfaces articulaires par une usure à 3 composantes et seraient donc plus défavorable à long terme avec des débris de plus petites tailles (non prouvé ce jour) ? Ils sont en cours d'évaluation. Les débris métalliques (tête, tige par impingement, corrosion de l'implant) entraînent eux aussi la réaction biologique.

Le ciment a les même conséquences que les débris cités avec en plus une usure à 3 composantes qui augmenterait le taux d'usure, effectivement le ciment Palacos® utilisé dans notre série comportait en plus des oxydes de Zirconium afin de le rendre radio opaque (phénomène probable, mais non prouvé).

Les têtes en céramiques sont donc une possibilité séduisante car on sait qu'elles diminuent les débris d'usure de 30% pour tous les diamètres de la tête fémorale avec une biocompatibilité plus importantes induisant moins de phagocytose et donc moins d'ostéolyse. Le choix d'utiliser ces implants en têtes de 22,22 mm est donc séduisant afin de diminuer la réaction inflammatoire et donc l'ostéolyse à long terme [53].

2) COUPLES HARD/HARD

Les couples de frottement dur/dur tels que Métal/Métal ou Céramique/Céramique sont sans doute « efficaces » en diminuant la réaction biologique par une diminution de l'usure et donc des débris [54 ; 55 ; 56] (ces couples de frottement utilisent des têtes de diamètre > 28 mm) mais du fait de leur extrême rigidité ont été source de descellements mécaniques surtout cotyloïdiens

par non amortissement des contraintes exercées (rôle du polyéthylène). Ce jour, les progrès au niveau de la fixation acétabulaire permettent ce type d'implantation, tout de même le suivi au long cours est insuffisant pour juger de leur efficacité. Sont ils une solution surtout dans l'indication pour lesquels ils sont implantés : patients jeunes et/ou à grande activité ?

Les inconvénients du couple M/M à long terme soulevés par certains reste encore à définir, tout de même les concentrations sériques et articulaires des particules (chrome et cobalt) sont élevées et ajoutées au débris des implants usés et/ou descellés sont **non dépourvu de complications loco régionales ou générales**. Ce type d'implant est contre indiqué chez les patients insuffisants rénaux. Des aberrations chromosomiques ont été mises en évidence par Case et Coll. [56 ; 57] dans les cellules de la moelle osseuse adjacente à des prothèses descellées. De plus les particules d'acier ou de chrome-cobalt peuvent diffuser par voie sanguine et s'accumuler à distance dans les organes du système lympho-réticulaire (foie, rate, moelle osseuse). Le cobalt est classé dans les composés carcinogènes selon la classification établi par l'**International Agency for Research on Cancer (IARC)**. Pour information, l'acier inoxydable 316L a une concentration massive en nickel (12 à 14%) et est donc classé comme composé carcinogène. Des techniques de revêtement pourraient inhiber ou ralentir la cinétique de dissolution des métaux dans l'organisme. Les conséquences à long terme de ces dépôts ne sont pas à négliger, en particulier pour les patients dont l'espérance de vie est longue. Tout de même, il ne convient pas d'être alarmiste car la LFA de Charnley à 40 ans et ne nous a pas montré de complication de ce genre mais les concentrations sériques sont minimales avec ces implants du fait du manteau de ciment se comportant comme une barrière, par contre pour ce couple de frottement M/M ces concentrations sont considérablement augmentées.

3) La stabilité primaire de la tige fémorale et de l'implant cotyloïdien reste des facteurs importants, une cimentation de deuxième génération associée à une tige anatomique harmonieuse lui confère cette caractéristique et serait peu source de descellement mécanique, le complexe mécanique os/ciment/implant étant homogène [58 ; 59].

4) L'os péri prothétique est en permanence renouvellement et la balance entre formation et résorption osseuse est sous la dépendance de la bonne coordination ostéoblastique et ostéoclastique. Il lui faut une homogénéité de contraintes exercée aussi bien au niveau de la tige fémorale que du cotyle pour que ces réactions cellulaires soient en équilibres.

5) Le tableau suivant montre un comparatif de différents couples de frottement en terme de liseré péri prothétique publiés dans la littérature nous permettant de les corroborer à nos résultats.

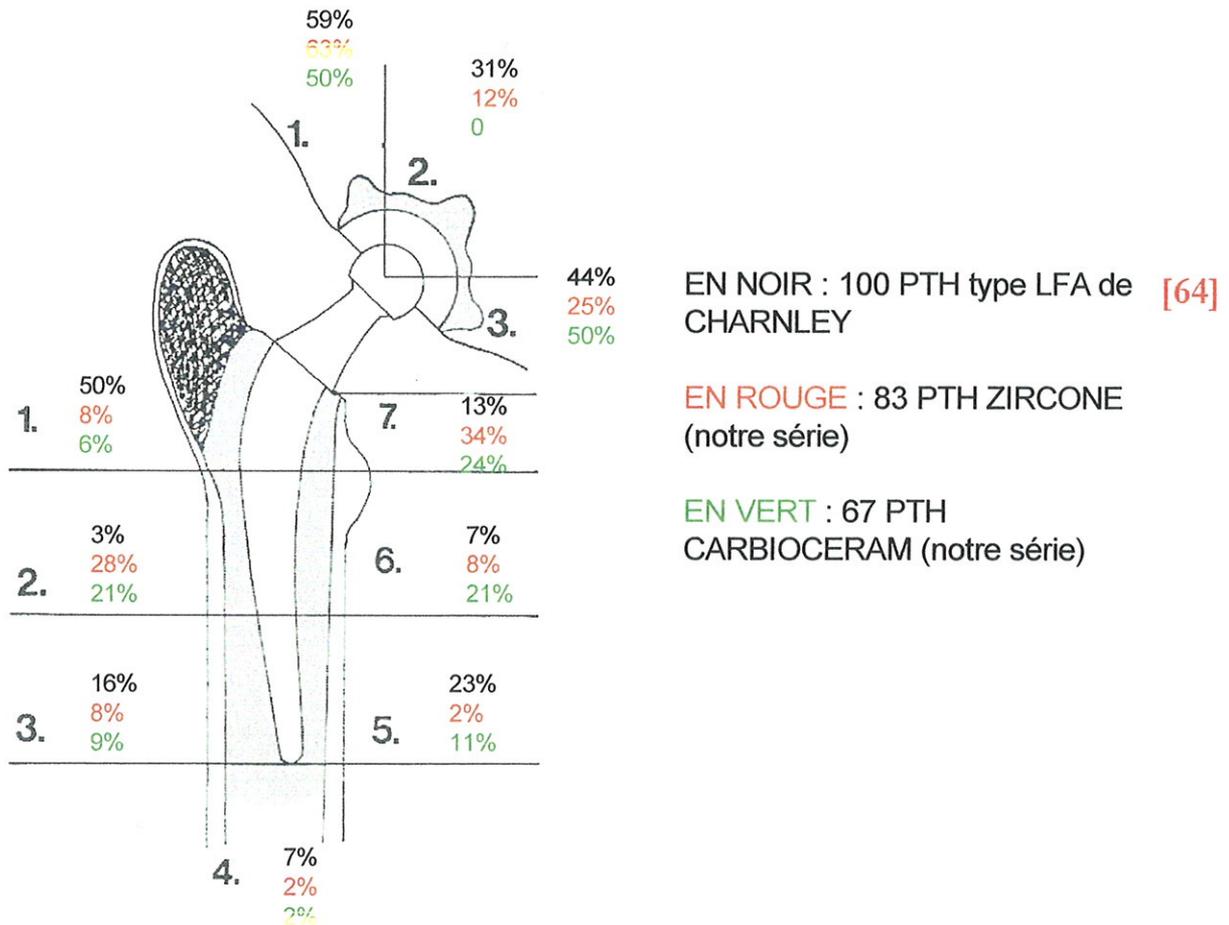
REVUE DE LA LITTÉRATURE

COUPLE	AUTEUR	REF.	TETE	Liserés (L) Descellement (D) %	Survie Globale
Acier – PE	Pidhorz et Sedel	60	22,22	-	86% à 15 ans
	Sochard et Porter			-	63% à 20 ans
CrCo – PE	Jenny et al.	61	22,22	L : 13% ; D : 24%	73% à 10 ans
Alumine – PE	Muller	60		D : 2% à 6 ans	-
	Allain et al.	62	32	D fémoral : 0	93% à 9 ans
	Jenny et al. (<50 ans)	61		-	78% à 9 ans
	Jenny et al. (<50 ans)	61	28	-	87% à 7 ans
Zircone – PE	Dambreville	63	28	Df : 2,5% ; Dc : 13%	-
	Limoges	-	22,22	L : 25% ; D : 0	98,7% à 10 ans
	Limoges (<55 ans)	-	22,22	L : 22% ; D : 0	100% à 10 ans
	Limoges	-	22,22	L : 47% ; D : 0	100% à 8 ans
Carbioceram – PE	Limoges (<55 ans)	-		L : 63% ; D : 0	
Alumine – Alumine	Bizot et al.	17	32	-	93,4% à 10 ans
CrCo – CrCo	Weber	56	28	-	99,2% à 10 ans

Ces résultats confèrent un avantage certain de l'Alumine et de la Zircone en terme d'ostéolyse péri prothétique avec des survies à 10 ans satisfaisantes. Le couple M/M étant au dessus du lot ! Ces implants ont donc une survie globale à 10 ans inférieure au *gold standard* de Charnley, nous devons tout de même pondérer ces résultats car la LFA à 40 ans de recul avec des séries « énormes » connues par tous.

Ce schéma montre les liserés de notre série que nous comparons à la série de McCoy sur des PTH type Charnley à 15 ans de recul. Il nous parait important de donner ces informations dans l'objectif de pouvoir comparer nos données et ainsi déterminer si notre PTH à faible friction « morpho adaptée » se comporte comme une Charnley à ce recul.

Cimentation bipolaire



Ce concept de tige associé à une cimentation de deuxième génération confère à ce complexe Tige – Ciment un comportement similaire à la LFA de Charnley, nous remarquons une ostéolyse pour notre PTH plus importante en zone 2 et 7, l'appui au niveau du Calcar par une collerette diminue les contraintes au niveau de ces zones et est donc en partie responsable de ces ostéolyses.

B. USURE DES DIFFERENTS COUPLES DE FROTTEMENT

Les tests *in vitro* sont des tests de simulation mécanique reflétant le comportement d'un implant dans des conditions préalablement définies, ils ne sont pas le reflet d'une arthroplastie dans les conditions *in vivo* [65]. Leur intérêt est de comparer les différents couples de frottement mis à notre disposition en évaluant la taille et nombre des débris du couple de friction. Non seulement, il est difficile de simuler un moment de friction sur simulateur de hanche ainsi que de simuler le liquide articulaire oxydant. Les implants n'ont pas le même comportement en fonction de l'activité et du milieu dans lequel il se trouve, ces dernières années ont vu fleurir bon nombre d'implants qui ne s'avère pas idéale en pratique clinique. Ces remarques s'appliquent à tous les implants utilisés en orthopédie. Pour la mise sur le marché de nouveaux matériaux, ces tests sont obligatoires et ont un intérêt scientifique non négligeable [66].

Beaucoup d'auteurs s'accordent à dire que l'usure pour les couples de frottement *soft - hard* est plus importante pendant les 3 premières années de vie de la PTH, qui correspondrait à une sorte de polissage, matage des 2 interfaces en présence. Ce phénomène s'applique peu aux céramiques, leur état de surface prend donc toute son importance !

Afin de comparer les séries, la prise en compte du diamètre de la tête fémorale est indispensable. Nous rapportons les usures linéaires (w en mm) des différents couples de frottement en usure volumétrique (V en mm^3) avec la formule suivante (afin de les comparer aux publications), r est le rayon de la tête fémorale prothétique, cette formule est une approximation (certains pensent que la sous évaluation peut être comprise entre 30 et 50%) [67 ; 68] :

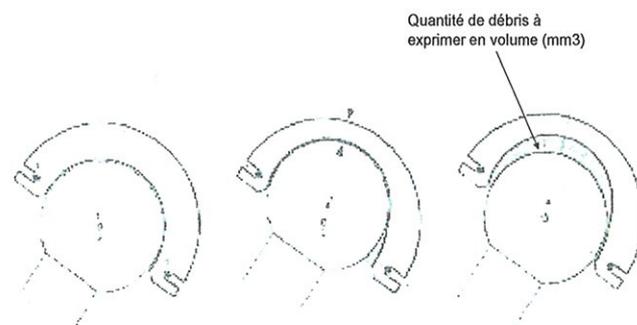
$$V = \pi \cdot r^2 \cdot w$$

$$r^2 = 123 \text{ (calibre 22,22 mm)}$$

$$r^2 = 196 \text{ (calibre 28 mm)}$$

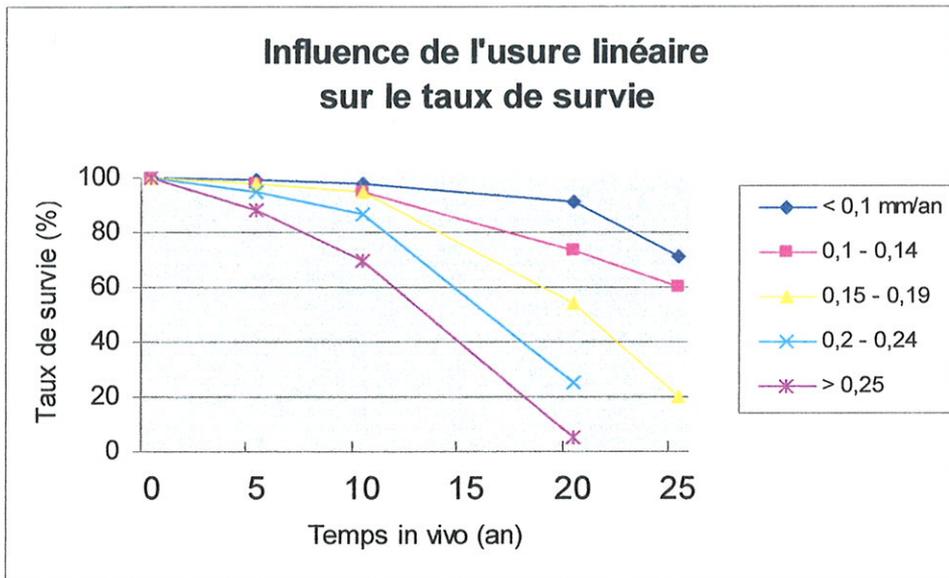
$$r^2 = 256 \text{ (calibre 32 mm)}$$

HISTOIRE NATURELLE DE L'USURE AVEC UN CUPULE EN POLYETHYLENE



Une corrélation entre le taux d'usure et le taux de survie des PTH existe et a été montré clairement suite à la publication en 1999 de SOCHARD D.H. [35].

Le taux de survie à 20 ans des PTH ayant une usure linéaire annuelle < 100 µm est supérieure à 90%, tandis que le taux de survie si l'usure > 250 µm est inférieure à 10%. Ceci correspond à des usures volumétriques de 20 à 80 mm³. *In vivo*, une augmentation de l'usure linéaire de 0,1 mm/an augmente d'un facteur 4 la probabilité de présence d'ostéolyse [36].



Pour notre série, nous connaissons l'usure et le taux de survie des 2 couples de frottement à 8 et 10 ans de recul. Avec ce diagramme, le couple Zircon/PE devrait se comporter comme la courbe bleu, la revue des patients à 10 ans ayant le couple Carbioceram[®]/PE nous donnera plus d'information quant à son évolution.

Pour les 2 séries de notre travail, le taux de survie en terme de « descellement » est de 100% aux différents reculs.

Il nous paraît donc important de donner les différentes caractéristiques de ces 2 couples en individualisant certaines populations :

ZIRCON

	SEXE		DEVANE		HOMMES JEUNES
	H	F	Sédentaires	Actifs	
Usure linéaire	0,12	0,1	0,12	0,1	0,14
Usure volumétrique	46,34	38,62	46,34	38,62	54

CARBIOCERAM[®]

	SEXE		DEVANE		HOMMES JEUNES
	H	F	Sédentaires	Actifs	
Usure linéaire	0,22	0,17	0,17	0,21	0,22
Usure volumétrique	85	65,6	65,6	81,1	84,9

REVUE DE LA LITTÉRATURE
(disparité des méthodes radiographiques)

COUPLE	AUTEUR	REF.	TETE	Usure linéaire mm / an	Usure volumétrique mm ³ /an
Acier - PE	Jenny et al.	61	22,22	0,06 à 0,1	23,1 à 38,6
CrCo - PE	Callaghan et al.	60	22,22	0,1 à 0,2	38,6 à 77,2
	Jenny et al.	61		0,13	50,2
Alumine - PE	Jenny et al.	61	28 et 32	0,1	80,3
	Sugano et al.	60	28	0,1	61,5
	Oonishi et al.	60	28	0,08 à 0,15	49,2 à 92,3
Zircone - PE	Caton	53	22,22	0,12	46,3
	Jenny et al.	61	22,22	0,07	27
	Cales	24	22,22	0,1	38,6
	Dambreville	63	28	0,1	61,5
	Limoges	-	22,22	0,11	42,4
	Limoges (<55 ans)	-	22,22	0,14	54
Carbioceram - PE	Limoges	-	22,22	0,2	77,2
	Limoges (<55 ans)	-		0,22	84,9
Alumine - Alumine	Jazrawi et al.	60	32	0,016	12,8
	Bizot et al.	17		indéfectable	-
CrCo - CrCo	Weber	56	32	0,005	4
	Sieber et al.	60	28	0,003	1,8

Ces résultats ne montrent pas davantage de l'Alumine par rapport à la Zircone pour le couple *soft-hard* du fait d'un diamètre de tête plus important, de même pour les têtes 28 mm de Zircone [21 ; 69 ; 70]. Les têtes Métal restent un implant de choix.

Les couples *hard-hard* sont sans aucun doute en terme d'usure, d'excellentes frictions.

Le fait d'avoir étudié une population jeune [71] dans notre série, contribue sans doute à expliquer des usures volumétriques un peu plus importantes que les autres séries, de plus nous pensons que le protocole radiographique mis à notre disposition est un élément important quant à la précision de ces mesures (l'appui unipodal peut démasquer une éventuelle élasticité de polyéthylène résiduelle).

**Tableau récapitulatif de l'usure
par couple de frottement [72 ; 73]**

	<i>USURE LINEAIRE</i> mm/an	<i>USURE VOLUMETRIQUE</i> mm ³ /an
<i>Métal/PE</i>	0,1 à 0,2	38 à 77
<i>Céramique/PE</i>	0,05 à 0,13	25 à 50
<i>Carbioceram/PE</i>	0,12 à 0,22	46 à 85
<i>Céramique/ Céramique</i>	0,003 à 0,005	1,8 à 4
<i>Métal/ Métal</i>	0,005	4

C. FRACTURE DE TÊTE CÉRAMIQUE : CONDUITE A TENIR

Les céramiques ont été introduites en orthopédie pour les arthroplasties de hanches afin d'améliorer leur longévité. Le taux de descellement aseptique de hanche est bien moins important que pour le couple Métal/PE. La survenue de fracture des implants constitue donc une nouvelle complication « grave » qui pose plusieurs problèmes [63 ; 74 ; 75] :

- Est-ce que cette fracture est isolée ou rentre dans le cadre d'un lot défectueux ayant été mis à notre disposition ?
- Une synovectomie totale est elle possible dans le but d'éviter une usure à 3 composants ?
- Quel implant mettre en place ?
- Faut-il changer tous les implants ?
- Quel est le pronostic à long terme après un tel évènement ?



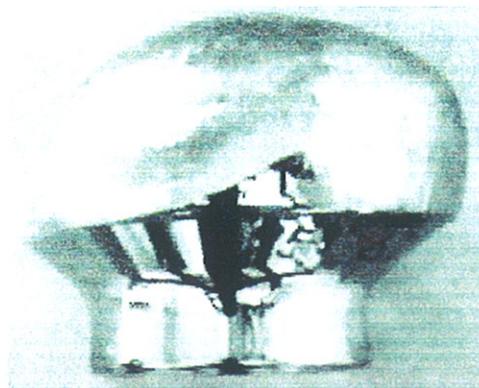
Toutes ces interrogations dépendent d'un facteur non négligeable : **l'état général du patient**, car une reprise chirurgicale n'est pas dénuée de morbidités. Le taux de fracture de tête céramique (Alumine et Zircone) varie de 0,05% à 0,3%.

Notons que la société DESMARQUET a rapporté un risque fracturaire de 10% de ses têtes Zircone, conduisant la **SOFCOT** à rédiger un communiqué à l'intention des orthopédistes leur recommandant la plus grande vigilance. **L'agence française de sécurité sanitaire des produits de santé (AFSSAPS)** a émit le 16 août 2001 une décision sur la suspension d'utilisation de certaines têtes en céramique de Zircone produites par la société DESMARQUET.

Avant d'aborder les stratégies à adopter, une question reste en suspend : Est-ce que toutes les fractures sont déclarées à l'AFSSAPS ? La mauvaise réputation du Zircone [63] n'est elle pas un « exutoire » plaidant pour l'Alumine ?

La réintervention après ces accidents doit être la plus précoce possible afin de diminuer le risque de métallose, une ablation de tous les fragments céramiques est nécessaire et avant de réaliser la néo synovectomie complète, un lavage sous pression de l'articulation est recommandé pour éliminer les petits débris dans l'optique de diminuer une usure potentielle à 3 composants. Le polyéthylène doit être changé dans tous les cas du fait de l'usure préalable ainsi que de sa détérioration occasionnée par le cône morse.

Toutes les publications émises nous recommandent vivement de **mettre en place une nouvelle tête céramique**, car la mise en place d'une tête métallique aurait pour conséquence de provoquer une métallose et d'augmenter l'usure des implants par incrustation des débris céramiques restants (cf. photographie ci contre). La mise en place d'un cône natif par changement de la tige si nécessaire est conseillé afin que puisse être mise en place la nouvelle tête céramique.



Les études nous montrent que le remplacement bipolaires des implants (cotyloïdien et fémoral) influence les résultats post opératoires de façon significative [76 ; 77].

Une implantation de tête céramique pose un réel problème en cas de fracture, une réintervention chirurgicale nous met en situation peu confortable, l'âge du patient ainsi que son état général sont des critères importants.

Tout de même, la longévité des PTH céramiques est satisfaisante en terme d'ostéolyse péri prothétique, il faut donc mettre en balance cette complication fracturaire au courbes de survies actuarielles des autres couples de frottements tout en gardant à l'esprit que les évolutions et donc les améliorations des nouveaux implants céramiques tendent à diminuer ce risque fracturaire.

Dans ce chapitre, nous abordons le problème des luxations de PTH avec une tête céramique qui constitue certainement un incident grave car les chocs induit conduisent sûrement à des fissures sous critiques ainsi qu'à des particules de céramiques intra articulaires (présentent chez tous les patients porteurs de ces implants) contribuant à augmenter l'usure par le biais du 3^{ième} composant. La manœuvre de réduction ayant les mêmes conséquences.

Pour un patient âgé et/ou à faible activité, il ne nous semble pas inopportun de mettre en place un couple de frottement Métal/PE tout en connaissant l'évolution, la néo synovectomie doit être étendue. Ce geste chirurgical long et hémorragique n'est pas sans risque. Nous pensons qu'il n'est pas licite de faire prendre un nouveau risque fracturaire et donc une nouvelle intervention chirurgicale chez ces patients.

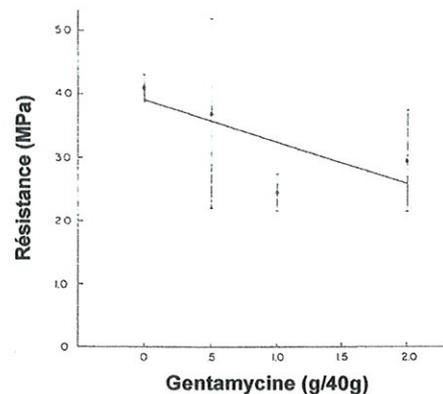
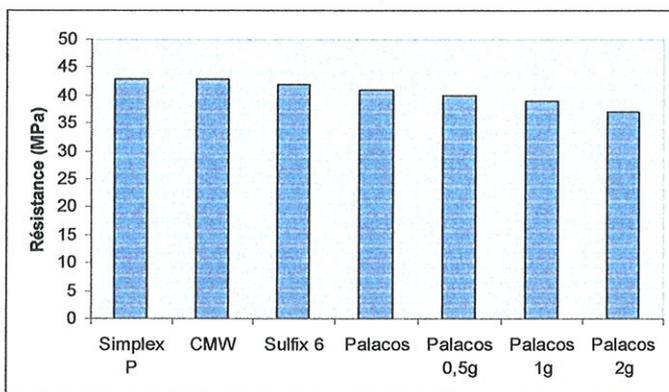
Espérons que les innovations céramiques tant au niveau des procédés céramiques que du développement de nouveaux implants seront dans l'avenir une réponse à ce problème fracturaire.

D. CIMENT

Comme l'a démontré le registre Norvégien d'arthroplastie [78], l'incorporation d'antibiotiques dans le ciment est sans doute un moyen qui tend à diminuer les infections des PTH associée à un bolus d'antibiotique 30 mn avant l'arthroplastie. Néanmoins cette addition de Gentamycine diminue (faiblement) la solidité du ciment [79], même si sa preuve en clinique reste à évaluer.

Les études *in vitro* montre une moindre résistance du Palacos®/Genta. par rapport au Palacos® seul, la qualité osseuse ainsi que l'implant fémoral et cotoïdien doivent former avec le ciment un complexe homogène pour diminuer les forces en cisaillement à son niveau [80].

Les graphiques suivants nous montrent les résistances des différents ciments mis à notre disposition ainsi que la résistance du ciment en fonction de la concentration en Gentamycine. Tout de même les concentrations de Gentamycine sont faibles et n'influencent peu ou pas les propriétés intrinsèques du ciment.



Les fractures de fatigues du ciment apparaissent en théorie lorsque l'extrémité distale de la tige occupe plus de 80% de la largeur du canal fémoral. L'épaisseur du ciment doit être de 3 mm environ, régulier et homogène. Il permet de diminuer les contraintes en torsion qui surtout associé à une tige fémorale « poli brillante » constitue un avantage certain.

Le Polyméthylmétacrylate (PMMA) à ses caractéristiques propres qui peuvent changer en fonction de la température, de la préparation du ciment ainsi que des adjuvants incorporés [78]:

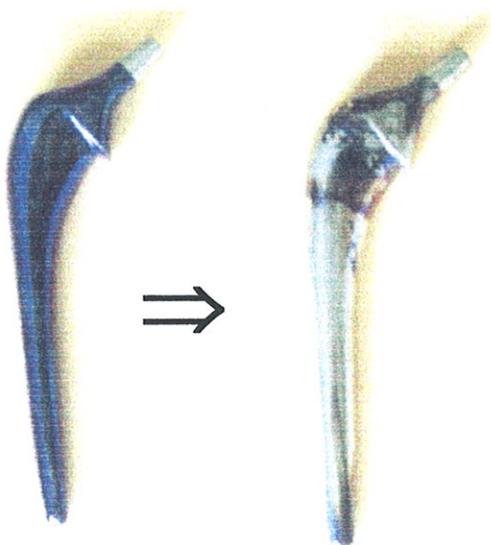
- La viscosité est un paramètre physique caractérisant la résistance d'un fluide à la déformation.

- La préparation du ciment sous vide réduirait la **porosité** du ciment et influencerait favorablement la stabilité à long terme et réduirait la survenue de descellement (Registre Suédois d'arthroplastie de hanche) [1 ; 81]. Dans notre série, nous n'avons pas été confronté à ce problème de descellement précoce. La manipulation, la préparation et la mise en place du ciment et de l'implant est pratiquée de manière satisfaisante.
- Propriétés mécaniques :
 - Résistance à la compression** : 70 MPa ;
 - Résistance élastique** : 50 MPa ;
 - Module de Young** : 18 GPa, le ciment est donc une interface « de module de Young » entre la PTH et l'os, et se comporte comme un répartiteur de contraintes.
- Le PMMA est stérilisé aux oxydes d'éthylène lui donnant une meilleure survie comparée à l'irradiation Gamma.

E. ACIER OU TITANE

Notre étude comporte un dénominateur commun : cette PTH en alliage de Titane cimentée. Le titane est sujet à controverse (surtout dans les années 90) [82 ; 83].

Dans cette série, **150 PTH** ont donc été revues avec un recul moyen de 9,1 ans et aucun échec n'a été décelé dans cette série.



Néanmoins, l'expérience de notre service montre quelques échecs (photo. ci contre) avec une détérioration importante du revêtement conduisant à des granulomes inflammatoires en réaction à une métallose loco régionale. L'anodisation rendant la surface moins rugueuse, protège de la survenue de ces complications, mais tout problème de fabrication ou une effraction des couches superficielles lors de l'implantation peut conduire à ce type d'échec.

Le contrôle de la production et le contrôle qualité sont indispensables. Un manque de fiabilité ajouté au principe de précaution ont conduit le service d'Orthopédie à abandonner le Titane.

L'utilisation de nouvelles générations d'acier inoxydable enrichis en Azote (tel l'Ortron : acier rapide), dont les qualités de résistance mécanique et à la corrosion sont considérablement accrues par rapport à l'acier 316L, et d'un moindre coût comparé au Titane en font aujourd'hui des implants de choix.

F. LE CARBIOCERAM®

Il est l'objet d'une première revue. L'analyse s'avère difficile du fait de l'absence de comparatif clinique tant au niveau de sa dureté intrinsèque que de son comportement *in vivo*.

Ces premiers résultats nous donnent un taux d'usure linéaire à 0,2 mm/an. Dans notre série, du fait d'une population jeune et homogène, nous pouvons dire qu'il présente un taux d'usure 2 fois plus important que la Zircone et ceci est vrai pour toutes les catégories (*Population générale, Hommes Jeunes, Sédentaires – Actifs*). Il nous est difficile de tirer des conclusions, on peut dire qu'il se comporte comme un couple Métal/PE à population équivalente (*Actifs*).

La plus grande inquiétude réside dans l'apparition d'un taux de liseré péri prothétique important avec 47% des PTH. Aucune symptomatologie clinique en faveur d'un descellement aseptique de hanche n'est trouvée à 8 ans de recul. Il présente donc un taux supérieur aux autres couples de friction connus. Les caractéristiques intrinsèques du Carbioceram® peuvent-elles expliquer ce phénomène.

**Tableau récapitulatif des principaux groupes étudiés
avec ce revêtement dans notre série
en donnant l'usure linéaire.**

	Sédentaires	Actifs	Hommes jeunes	Liserés	Merckel	Usure minimale
% Patients	34	66	16	52	47	35
Usure linéaire	0,17	0,21	0,22	0,21	0,23	< 0,12

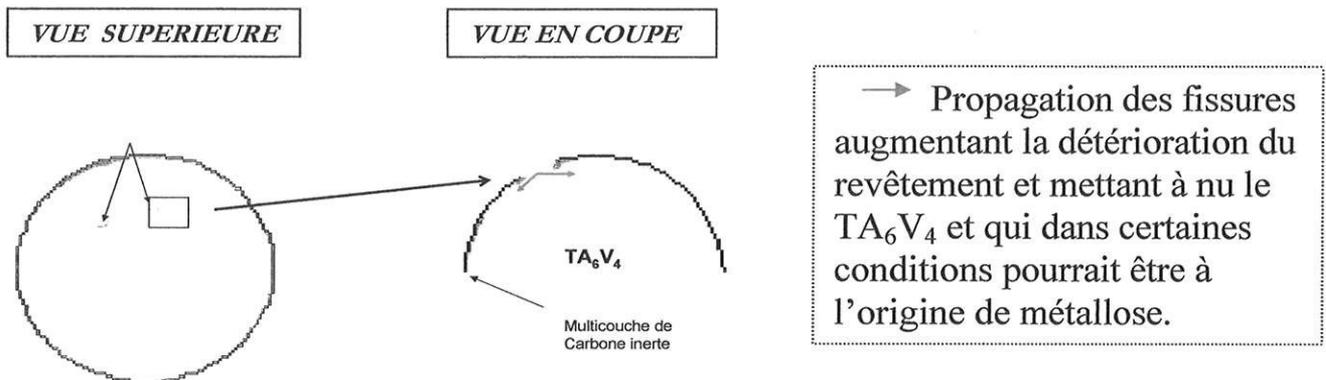
Plusieurs hypothèses peuvent être évoquées :

- **Lecture radiographique *en insu*** sur des clichés avec un agrandissement réel de 1,15.
- Procédé de fabrication innovant et donc peu contrôlable au niveau de l'adhérence à la sous couche (TA6V4) qui est sans doute le maillon faible. Une pollution avec un mauvais nettoyage de surface peut conduire à un manque d'adhérence. Un trou dans la couche constitue un défaut critique qui va initier la propagation d'une fissure. D'autant plus qu'il présente une ténacité 2 à 3 moins que la Zircone (2,5 à 3,5 MPa.m^{1/2}). Un point à prendre en compte est certainement l'inconstance de l'épaisseur du

dépôt. Il peut y avoir des zones « d'ombre » lors du dépôt. Ceci paraît être un élément important car 35% des patients porteur de ce couple présentent une usure < 0,12 mm/an. Une **hétérogénéité du contrôle qualité** peut être un élément de réponse.

Le schéma suivant montre les lacs existants au niveau de l'état de surface avec la progression de ceux-ci.

TÊTE CARBIOCERAM® PARTIELLEMENT DECOIFFÉE DEFAUT D'ADHÉRENCE



- Le couple *soft – hard* mis en place n'est sans doute pas une solution. Les débris de polyéthylènes doivent se trouver en taille et nombre suffisant conduisant à ces ostéolyses péri prothétiques. Le Carbioceram® jouerait ainsi le rôle d'une « **lame de rasoir** » avec comme on l'a vu des pics d'environ 3 µm pouvant être à l'origine des ostéolyses (**débris obtenus < 2-3 µm**) : l'agressivité de ces implants ne s'estompant pas avec le temps.

⇒ Le Carbioceram® du fait de sa structure de surface dépendant du processus de fabrication n'est peut être pas une solution en arthroplastie. Il se comporte comme un couple de frottement « *soft-ultrahard* ». Tout de même, nos conclusions doivent être pondérées, l'avenir et le suivi régulier de ces patients nous renseigneront quant à son évolution.

- Pour information en complément de ce chapitre, il nous paraît opportun de présenter un exemple de Compte Rendu Anatomopathologique après une **explantation** d'une tête Carbioceram à **6 ans** de sa mise en place chez un patient de 73 ans, Devane 4 et IMC = 31 Kg/m². Ce patient n'a pas été inclus dans l'étude car il ne correspondait pas aux critères d'inclusions.

(P)

Compte Rendu N° 04003805

RENSEIGNEMENTS CLINIQUES :

NATURE DU PRELEVEMENT :

REPRISE DE PROTHESE TOTALE DE HANCHE GAUCHE

- 1 - Six fragments pesant 10 g dont le plus grand mesure 3 cm sur 2 cm sur 0,5 cm.
- 2 - Trois fragments pesant 4,3 g dont le plus grand mesure 1,5 cm sur 2 cm sur 0,6 cm.
- 3 - Quatre fragments pesant 11,1 g dont le plus grand mesure 3,2 cm sur 1,5 cm sur 1,6 cm.

Examen microscopique :

Les différents prélèvements montrent un tissu conjonctif fibreux péri-prothétique présentant souvent une réaction inflammatoire macrophagique à macrophages spumeux et parfois à cellules géantes multinucléées. Au sein de cette réaction inflammatoire, on identifie des particules de polyéthylène souvent de petite taille et fortement réfringentes en lumière polarisée.

On observe également de nombreuses empreintes de ciment dissous par les techniques utilisées mais contenant des petits grains d'oxyde de zirconium verdâtres et peu réfringents en lumière polarisée.

Il n'a pas été vu de dépôt de carbone ni de débris métallique ni de débris de céramique.

CONCLUSION

Matériel de reprise de prothèse de hanche avec un granulome inflammatoire macrophagique sur matériel prothétique (polyéthylène, ciment avec oxyde de zirconium). Il n'a pas été vu de carbone ni de débris métallique.

ADICAP : CM3980 CM3980 CM3980

Le 9 avril 2004

POINTS IMPORTANTS

- Granulomes inflammatoires macrophagiques en réaction au PE ;
- Présence d'oxydes de Zirconium dans le ciment Palacos® ;
- Absence de débris de carbone inerte ;
- Absence de métallose.

G. POURQUOI UN NOUVEAU PROTOCOLE RADIOGRAPHIQUE ?

Il existe une grande disparité dans les études en ce qui concerne l'évaluation radiographique de l'usure ainsi que du liseré péri prothétique. Toutes les méthodes utilisées ont pour but de calculer l'usure, nous avons vu les variabilités intra et inter méthodes qui existent, toutes ayant dans l'objectif d'avoir l'approximation la plus proche de la réalité possible. Néanmoins, l'évaluation du liseré péri prothétique (en mm) n'est elle pas le meilleur reflet de cette usure et donc le **marqueur** de la longévité de l'arthroplastie ? [84 ; 85].

Les radiations engendrées par de tels examens ne sont pas à négliger, nous devons garder à l'esprit les avantages et inconvénients de chaque méthodes ainsi que leur coût. Toute doivent être de réalisation pratique et reproductible.

Tableau des mesures de radioprotection donnant la dose à administrer pour un cliché du bassin en fonction de l'épaisseur de la région examinée (Données de 1988). [86]

BASSIN					
Format des films		36 cm x 43 cm et 30 cm x 40 cm			
Distance foyer-film		110 cm			
Type de générateur		triphasé			
Filtration totale		2,5 mm Al			
Incidences	Tension		Epaisseur de la région examinée en cm	Dose pour un cliché en mGy (100 mrad)	
	kV	mAs		Entrée	Mi-épaisseur
AP	65	95	20	12,00	1,50
AP	75	50	20	8,20	1,20
AP	60	15	10	1,50	0,50

Effectivement, les méthodes standardisées uni ou duo radiographique montrent leurs limites puisque que nous pensons que les clichés à 115% réalisés ne collent pas à la réalité radiographique puisque qu'ils ne tiennent pas compte de la réduction ou de l'agrandissement induite par la **distance Hanche – Film (H-F) radiographique**. Pour information, un cliché à 100% réel devrait se faire avec une distance Patient – Générateur de 5 m afin de ne plus avoir d'agrandissement H-F mais la quantité d'irradiation délivrée est trop importante. De plus ces dernières années, **l'imagerie numérique s'est répandue** et la comparaison des clichés en terme d'usure ou de liseré s'avère difficile.

Ce protocole a pour objectif de nous restituer un agrandissement à 115% réel de face et de profil [87 ; 88] en plaçant en regard de la hanche une tige radio

opaque de 10 cm nous permettant grâce à la saisie informatique de définir l'agrandissement (et donc de prendre en compte la distance Hanche – Film radiographique). Le choix de mettre le patient en appui unipodal tend à minimiser le risque d'erreur pour le calcul de l'usure en permettant l'impaction du couple de frottement associé à la mise à 15° de rotation interne permettant de placer la tête prothétique dans la chambre d'usure supéro-postérieure de la cupule en PE. L'élasticité du PE s'atténue avec le temps et est à priori négligeable à 10 ans.

Une homogénéité dans la compréhension des différentes séries doit prendre comme référence l'usure volumétrique qui reste sans aucun doute un comparatif intéressant permettant de différencier les différents implants en fonction du diamètre de la tête prothétique utilisée.

Cette saisie informatique nous a permis de définir des groupes de patients en fonction de l'Index de Masse corporel exprimé en Kg/m² (fonction du poids et de la taille du patient) pour qu'à l'avenir, nous puissions uniformiser ces clichés pour une meilleure lecture pré et post opératoire, c'est-à-dire appliquer la technique de Livermore avec les radiographies à 3 mois et aux différents reculs.

Tableau des équivalences

BMI (Kg/m ²)	A < 25	26 < B < 30	31 < C < 35	D > 36
% radiographique de face	87%	88%	90%	91%
% radiographique de profil	90%	92%	94%	96%

Que penser des méthodes 2D et 3D? [89 ; 90]

Ces méthodes ne sont pas dénuées d'une irradiation plus importante que les techniques conventionnelles avec un intérêt qui nous paraît limiter. Leur principal avantage est leur reproductibilité non opérateur dépendant.

Nous citerons :

- *la méthode de MARTELL et Al.* : technique semi automatique assistée par ordinateur (10 fois plus reproductible que la méthode de LIVERMORE) ;
- *La méthode de SHAVER* : technique digitalisée de détection des bords (7 fois plus reproductible que les mesures manuelles) ;
- *La méthode EBRA* ;
- *Radio stéréométrie* : nécessite l'insertion de 5 à 7 billes de tantale de 1 mm dans la cupule prothétique associée à 4 à 8 billes implantées au pourtour du

cotyle, pour les études prospectives. Problèmes : Est elle applicable au long terme ? A-t-il des migration des billes de tantale (une ostéolyse péri implant se développant)?

Ces méthodes doivent être associées à des radiographies standard pour la lecture du liseré (encore plus d'irradiation !), difficilement applicables en dehors d'études, augmentant le coût de santé et avec un intérêt plus scientifique que clinique !

N'oublions pas que le liseré péri prothétique représente un reflet du couple de frottement utilisé et donc de l'usure. La reproductibilité d'une méthode ne réside t'elle pas dans sa simplicité radiographique et de lecture de l'usure connue par tout chirurgien orthopédiste.

CONCLUSION

La crédibilité d'un implant nous est donné par le laboratoire fournisseur, tout est réuni pour qu'il ai les meilleurs caractéristiques tant au niveau de sa méthode de fabrication que des test tribologiques nous donnant des informations quant à son comportement *in vitro*.

Les résultats des implants au long cours sont donc une résultante de ces différents implants associés lors d'une arthroplastie, et leur mauvaise réputation dépend souvent de sa fabrication plus que de ses qualités intrinsèques. Comme nous l'avons vu, chaque acteur d'une PTH (Céramique, CrCo, Acier, Titane, Ciment, Polyéthylène,...) doit bénéficier d'une fabrication « *high tech* » afin de diminuer les échec au long cours [91].

La littérature nous rend compte de la multitude d'implants créés depuis la LFA de Sir J. Charnley, tous ayant comme objectif de diminuer les complications à long terme d'une PTH et ainsi augmenter la longévité des PTH. Leur évaluation clinique est longue. **Le chirurgien orthopédiste est théoriquement responsable du matériel implanté !** Nous devons donc prendre en compte les pré requis conduisant au succès et faire un choix au niveau :

- Matériel ;
- Design ;
- Stabilité primaire sans ou avec une technique de cimentation adéquate.

Néanmoins, nous pouvons dire que les céramiques utilisées en orthopédie ont bénéficié des progrès techniques ces dernières années ainsi que la compréhension de leur comportement *in vivo*. Le risque fracturaire de têtes céramiques diminue avec ces progrès, il est donc important de contre balancer ce risque fracturaire avec le taux d'ostéolyse péri prothétique (l'Alumine et la Zirconne sont donc intéressantes) qui reste ce jour la cause la plus importante d'explantation.

Ce protocole radiographique, de réalisation reproductible, sera sans doute perpétué au CHU de Limoges devant la qualité de la lecture du liseré et de l'usure. Nous avons établi un tableau de conversion fonction du poids et de la taille du patient. Néanmoins les clichés centrés à 250% pourront être réalisés à 3 mois et à différents reculs « clés » pour le calcul de l'usure.

Comme le disait Ch. Delaunay [92], pour définir une « LFA gold standard », une PTH doit avoir au moins 20 ans de recul et doit faire la preuve d'une équivalence de qualité de résultats à recul égal, ces résultats sont encourageants.

Espérons que les patients continueront à se faire suivre dans notre service contribuant alors, à voir si ces bons résultats se perpétuent.

Aujourd'hui, il nous paraît difficile d'adopter une attitude uniciste pour l'arthroplastie de hanche.

➤ Effectivement, le **couple Métal/PE** a fait preuve de son efficacité depuis ces 40 dernières années. Chez les patients de plus de 70 ans ou sédentaires, ce couple donne entière satisfaction et demeure une friction fiable à tout âge.

➤ Le **couple Alumine/PE** ne présente pas d'avantage sur le **couple Zircone/PE** en terme d'usure et de liseré péri prothétique. Pour les 2, le risque fracturaire existe et tant à diminuer avec les progrès techniques. Les avantages des têtes de gros diamètres résident dans le fait qu'elles seraient à priori moins luxantes !

➤ Le **couple Alumine/Alumine** présente des avantages certains en terme d'usure et de descellement tout en gardant les inconvénients des céramiques. Cette friction mérite d'être évaluée au long cours en espérant que les contraintes soumises au cotyle par la nouvelle génération d'implants n'auront pas les mêmes conséquences que les premières générations !

➤ Le **couple Métal/Métal** présente des avantages certains en terme d'usure et de descellement. Son évaluation chez les patients jeunes et/ou actifs, où il trouve son indication d'implantation, reste encore à faire au long cours. Le risque de dégénérescence carcinogène locorégionale ou générale étant pour certains un élément limitant quant à leur implantation.

Le service d'Orthopédie de Limoges a fait part de son expérience en céramique commencée à la fin des années 1980, basée sur la LFA de Charnley avec des innovations céramiques. Ces résultats sont le reflet d'une série de 170 PTH à 8 et 10 ans et nous paraissent tout à fait satisfaisants. Nous rencontrons les mêmes facteurs de risque pour l'usure et le liseré péri prothétique que les autres séries, c'est-à-dire que ces paramètres augmentent quelque soit le couple de frottement utilisé chez les patients jeunes, actifs.

ANNEXES

ANNEXE 1

Mendeleiev's Periodic Table of the Elements

H																	He
Li	Be											B	C	N	O	F	Ne
Na	Mg											Al	Si	P	S	Cl	Ar
K	Ca	Sc	Ti	V	Cr	Mn	Fe	Co	Ni	Cu	Zn	Ga	Ge	As	Se	Br	Kr
Rb	Sr	Y	Zr	Nb	Mo	Tc	Ru	Rh	Pd	Ag	Cd	In	Sn	Sb	Te	I	Xe
Cs	Ba	La	Hf	Ta	W	Re	Os	Ir	Pt	Au	Hg	Tl	Pb	Bi	Po	At	Rn
Fr	Ra	Ac	Unq	Unp	Unh	Uns	Uno	Une									
Ce	Pr	Nd	Pm	Sm	Eu	Gd	Tb	Dy	Ho	Er	Tm	Yb	Lu				
Th	Pa	U	Np	Pu	Am	Cm	Bk	Cf	Es	Fm	Md	No	Lr				

Nom

Zirconium

Numéro

40

Poids

91.22

Fusion

1852±2 C

Ebullition

4377 C

Métal Good heat and electricity conductors.

Métalloïdes Solids at room temperature, conduct heat and electricity.

Non Métal Poor heat and electricity conductors.

ANNEXE 2

***COURRIER AUX PATIENTS PORTANT
UNE PROTHESE TOTALE DE HANCHE
TETE CERAMIQUE***

Vous avez été opéré le _____ de votre hanche _____ et une prothèse totale de hanche a été mise en place. **Toute prothèse totale de hanche doit être revue à 10 ans.** Il est important de vous revoir à la consultation d'Orthopédie afin de réaliser une surveillance clinique et radiologique.

Les prothèses posées à cette époque comportaient des **têtes céramiques**, leur surveillance est primordiale.

Par ce courrier, nous vous adressons un rendez-vous de consultation avant laquelle vous réaliserez une radiographie de la hanche opérée.

CONSULTATION LE _____ AVEC LE Dr _____ à _____

Pour le transport, si vous ne pouvez pas venir par vos propres moyens, veuillez trouver ci-joint un bon de transport en taxi.

Dans l'impossibilité de vous y rendre, veuillez Madame, Monsieur, contacter le secrétariat au 05 55 56 00 00, afin de vous reprogrammer la consultation.

Merci

ANNEXE 3

FICHE D'EVALUATION

Recul en Années

IDENTIFICATION

N° DOSSIER
 Nom du patient
 Prénom
 Date de naissance
 sexe
 Taille
 Poids
 Coté
 Age

Homme Femme
 Droit Gauche

Aucune EP
 TVP IDM
 Septicémie Luxation
 Fausse route
 Fracture sous Prothèse
 Luxation itérative
 Ossification
 Pneumopathie
 Infection
 Hématome
 Autre
 Luxation unique
 Autre

CPC ET EVENEMENTS INTERCURRENTS

ETAT A 10 ANS

Activité professionnelle
 Activité physique
 Hanche controlatérale

OUI NON
 OUI NON
 saine opérée

Date
 Cause de reprise
 lieu

REPRISE CHIRURGICALE

OUI NON

MOBILITE

coté opéré	Fl.	Ext.	Abd	Add	RE	RI

Inégalité de longueur
 OUI NON

coté controlat.	Fl.	Ext.	Abd	Add	RE	RI

SCORE PMA

PMA Pré-op et Post-op.

	DOULEUR	MARCHE	MOBILITE-AMPLITUDE/FLEXION
6	Aucune	Normale ou illimitée	>90°
5	Rare et légère	Petite boiterie	80° - 70°
4	Entre 30 mn et 1 h de marche	Boiterie nette	70° - 50°
3	Entre 10 et 20 mn	Canne pour sortir	50° - 30°
2	Avant 10 mn	Deux cannes	<30°
1	Immédiate	Béquilles	
0	Permanente	Impossible	

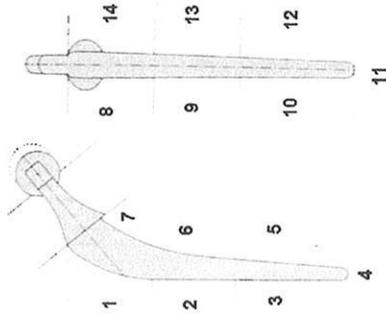
CATEGORIES DE CHARNLEY

- Catégorie A** Une seule hanche atteinte sans autre problème interférant sur la marche
- Catégorie B** Deux hanches atteintes, mais le reste du corps est normal
- Catégorie C** Plusieurs problèmes perturbant la marche (ex: PR, Sénilité, Hémiplégié et atteintes cardioresp.)

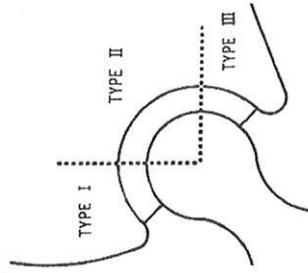
CLASSIFICATION DE DEVANE ET AL.

- Grade 1** Dépendance d'une aide extérieure, Sédentarité
- Grade 2** Travaux ménagers, Semi sédentarité
- Grade 3** Activité de loisir, jardinage, natation
- Grade 4** Travail de bureau, sport léger, tennis "social"
- Grade 5** Travail dur, sport de contact, tennis compétiteur

BILAN FEMORAL



BILAN COTYLOIDIEN



ORIENTATION FEMORALE Valgus Normo axée Varus
 POSITION PERIESTEES OUI NON

CLASSIFICATION DE BROOKER

Grade 0	absence de calcification
Grade I	calcifications punctiformes non confluentes
Grade II	ossifications importantes prédominant vers le sourcil cotyloïdien et le grand trochanter
Grade III	ossifications majeures avec persistance d'une légère mobilité
Grade IV	ossifications majeures avec ankylose coxo-fémorale

CLASSIFICATION DE BARRACK

Groupe A	remplissage complet et harmonieux
Groupe B	quelques défauts étroits à l'interface os-ciment
Groupe C	liséré de 50 à 90% de l'interface ciment-os ou un manteau incomplet
Groupe D	liséré sur une longueur de 100% ou absence de couverture de la pointe de prothèse

**PROTOCOLE RADIOGRAPHIQUE
PROTHESE TOTALE DE HANCHE
PRE ET POST OPERATOIRE :**
**Application à une revue à 10 ans de 170 PTH
TIGE ANATOMIQUE / TETE CERAMIQUE**

I/ INTRODUCTION

Il s'agit d'un protocole de planification pré opératoire et de suivi des Prothèses Totales de Hanche (PTH), l'imagerie est un complément indispensable à l'examen clinique pour l'arthroplastie totale de hanche ainsi que pour leur surveillance.

En ce qui concerne la planification, il faut savoir que les laboratoires de prothèse nous mettent à disposition des calques de PTH à 115% afin d'évaluer la taille de la tige fémorale, du cotyle et de la longueur du col.

Le rôle de la radiologie dans le suivi, est de mettre en évidence les images traduisant un comportement anormal des pièces prothétiques et des structures osseuses. Il est important de connaître les signes précoces d'une complication pour permettre au patient de conserver tout le bénéfice que lui procure la PTH.

Dans notre étude, les PTH sont composées d'une tige fémorale anatomique, le cotyle est en polyéthylène et la tête fémorale est une céramique (50% de tête Zircone et 50% de tête Carbioceram®). Les implants fémoraux et cotyloïdiens sont cimentés.

Le recul moyen de l'étude est de **10 ans pour le Zircone** et **8 ans pour le Carbioceram®**.

L'étude radiologique d'une PTH repose sur des clichés centrés sur la hanche opérée, qui nous permettra d'étudier aussi bien le comportement des implants cotyloïdiens et fémoraux, que l'usure du couple de frottement qui dans notre série est composé de tête céramique de diamètre 22,22 mm avec une cupule polyéthylène.

Pour cela, nous vous demandons de réaliser les radiographies comme décrit ci-dessous selon le protocole, le patient étant vu à la consultation à la suite. La réalisation des ces clichés doit être rigoureuse aussi bien en ce qui concerne l'installation du patient que de l'acquisition des clichés.

II/ INSTALLATION DU PATIENT

1. Incidence de face unilatérale

Ce cliché s'effectue en charge, membre inférieur en extension, pieds en **rotation interne de 15°** pour dégager le col fémoral (à noter que la morphologie des prothèses utilisées comporte une antéversion de 6° au niveau de la tige et de 9° au niveau du col), le membre inférieur controlatéral sur un plot.

2. Incidence de profil

Il s'agit d'un faux profil de LEQUESNE, le sujet est debout, l'axe transversal du bassin fait un angle de 65° avec le plan de la table ; le pied du coté à radiographier est parallèle au plan de la table, le rayon est horizontal.

III/ RAYONNEMENT

Pour avoir des clichés comparables, il est important de faire des clichés comme le protocole radiographique le préconise, en apposant au pourtour de la hanche un tige métallique de 10 cm (obligatoirement parallèle à la plaque) qui nous permettra ainsi d'étalonner les clichés. La position de la tige varie en fonction de l'incidence pour qu'elle soit dans le même plan que la PTH. La distance Rayon Patient (ou plus précisément Rayon Plaque) ne varie pas d'un patient à l'autre. Effectivement, le fait d'apposer la tige métallique en regard de la hanche diminue l'agrandissement résultant de la distance hanche – plaque.

1. Vision d'ensemble de la PTH

a / Le premier cliché doit être réalisé de face avec la vision de la tige métallique en regard du grand trochanter. On pourra ainsi déterminer le **grossissement à 115%**. Il faut savoir que les clichés initiaux réalisés il y a 10 ans étaient fait à 115% et vont donc nous servir de référence tout au long de l'évolution (ex : évaluation d'un liseré péri prothétique dans les descellements aseptiques des PTH, qui a une valeur si il est supérieur à 2 mm).

b / Le deuxième cliché de profil doit être réalisé comme le précédent en changeant la position de la tige métallique qui doit être mise au niveau du pli de l'aîne toujours parallèle à la plaque.

2. Le couple de frottement

Afin de minimiser le risque d'erreur dans le calcul de l'usure du polyéthylène, nous vous demandons de réaliser un cliché de face en charge à **250%**. Il est

nécessaire de voir le cotyle dans son ensemble, la direction des rayons doit être perpendiculaire à celui-ci.

3. Acquisition des clichés

Les différentes séquences d'acquisition vous sont données en annexe. En respecter l'ordre est indispensable.

LE PATIENT DOIT REMONTER AVEC 3 CLICHES
(Face à 115%, Profil à 115% et Couple de frottement à 250%).

INSTALLATION DU PATIENT



FACE 115%

**COUPLE DE
FROTTEMENT
250%**

PROFIL 115%

ANNEXE 5

	DDN	AGE	SEXE	POIDS	TAILLE	DDI	CHIR	VOIE	TIGE	COL	CUP	ETIO	RECU	CPC	DEV.
1	08 04 1928	75	F	71	162	08 03 1994	PECOUT	M	3	0	48	Cox	120	NON	2
2	17 04 1930	73	M	73	163	20 06 1995	JLC	H	4	5	56	Cox	106	NON	3
3	18 05 1929	75	F	70	164	27 05 1994	SETTON	H	4	5	54	Cox	118	NON	3
4	30 04 1933	70	F	67	158	28 11 1994	SETTON	H	3	5	50	Cox PR	111	NON	2
5	30 04 1933	70	F	67	158	27 05 1994	SETTON	H	3	0	48	Cox PR	119	NON	2
6	12 08 1927	76	M	78	173	18 05 1994	MABIT	M	5	0	54	Cox	118	NON	3
7	09 04 1940	63	M	90	170	04 02 1995	PECOUT	M	3	0	50	Cox	108	NON	3
8	06 03 1927	77	M	55	156	08 07 1994	PECOUT	M	2	0	48	Cox	116	NON	2
9	14 06 1949	54	M	79	179	02 02 1995	JPA	M	4	5	48	Nécrose	109	NON	3
10	04 12 1944	59	F	87	172	09 02 1994	PECOUT	M	3	0	50	Cox	120	NON	4
11	04 12 1944	59	F	87	172	26 01 1993	PECOUT	M	3	0	50	Cox	133	NON	4
12	14 01 1926	78	M	77	160	03 01 1994	SETTON	H	4	5	52	Cox	121	NON	2
13	19 07 1929	74	M	60	154	09 05 1995	JLC	H	2	5	52	Cox	107	NON	3
14	12 09 1929	74	M	70	170	18 01 1991	PECOUT	H	3	0	50	Cox	160	NON	2
15	24 03 1928	75	F	83	172	21 10 1993	JPA	M	5	0	52	Cox	125	NON	2
16	24 03 1928	75	F	83	172	24 05 1994	JPA	M	5	0	54	Cox	118	NON	2
17	20 06 1934	69	F	57	158	17 12 1994	PECOUT	M	4	0	48	Cox PR	110	NON	1
18	22 07 1943	60	F	75	164	09 02 1994	PECOUT	M	4	0	50	Cox	121	NON	3
19	25 06 1926	74	M	58	163	18 07 1994	PECOUT	M	4	0	50	Cox	115	EP J4	3
20	05 06 1934	67	M	83	168	06 04 1994	PECOUT	M	4	0	50	Cox	118	TVP	3
21	20 03 1926	77	M	100	168	20 04 1994	PECOUT	M	5	0	50	Cox	118	TVP	1
22	13 07 1934	70	M	69	165	05 10 1994	PECOUT	M	4	0	50	Cox	113	NON	4
23	24 01 1927	77	F	82	157	23 12 1994	PECOUT	M	4	0	50	Cox PR	111	NON	1
24	20 09 1934	69	M	95	175	19 01 1995	JPA	M	4	5	56	Cox	110	NON	3
25	19 04 1928	76	M	75	161	03 05 1995	MABIT	H	4	5	52	Cox	106	NON	2
26	15 05 1927	77	F	68	160	06 02 1993	PECOUT	M	4	0	48	Cox	133	NON	3
27	22 01 1953	51	M	75	172	12 04 1994	JLC	H	4	0	54	Cox	119	NON	4
28	26 10 1935	68	M	55	165	30 11 1994	PECOUT	M	4	0	50	Cox	111	Luxation	3
29	22 09 1948	55	F	50	152	24 04 1995	SETTON	H	2	5	50	CDR	107	NON	1
30	22 09 1948	55	F	50	152	11 05 1990	SETTON	H	2	5	50	CDR	142	NON	1
31	01 01 1931	73	F	58	158	23 11 1994	PECOUT	M	3	0	48	Trauma	111	NON	3
32	26 07 1939	65	F	80	165	07 09 1996	PECOUT	M	4	0	48	Cox	96	NON	3
33	26 07 1939	65	F	80	165	01 07 1995	PECOUT	M	4	0	48	Cox	104	NON	3

ZIRCONE 1

DDN	AGE	SEXE	POIDS	TAILLE	DDI	CHIR	VOIE	TIGE	COL	CUP	ETIO	RECU	CPC	DEV.
34	19 09 1926	M	72	175	04 05 1994	PECOUT	M	5	0	52	Cox	117	NON	1
35	22 12 1941	M	77	176	14 02 1992	PECOUT	M	4	5	50	Cox	144	NON	4
36	05 02 1923	M	82	166	01 09 1992	JLC	H	2	5	54	Cox	144	NON	2
37	10 04 1935	M	94	172	10 05 1991	PECOUT	M	5	0	52	Cox	154	NON	3
38	11 01 1928	M	60	168	19 01 1994	MABIT	H	3	5	54	Cox	122	Allergie Ciment	3
39	09 09 1931	M	64	170	28 06 1995	PECOUT	M	4	0	52	Dysplasie	105	NON	4
40	21 01 1934	M	98	174	07 06 1994	JLC	H	5	0	60	Cox	120	NON	3
41	21 06 1936	F	76	159	29 09 1994	JPA	M	3	0	50	Cox	117	NON	2
42	04 10 1936	F	53	162	06 12 1991	PECOUT	M	5	0	52	Cox	147	NON	4
43	01 08 1940	M	79	178	14 09 1994	PECOUT	M	3	0	56	Cox	114	NON	3
44	22 02 1936	M	81	175	05 12 1994	SETTON	H	4	5	60	Cox	112	NON	4
45	25 05 1937	F	60	153	16 06 1992	PECOUT	M	4	0	46	Cox	141	NON	3
46	11 05 1962	F	92	170	20 02 1995	SETTON	H	4	5	56	Trauma	110	NON	4
47	17 06 1932	M	88	172	30 11 1994	PECOUT	M	4	0	50	Cox	111	NON	3
48	22 09 1931	M	58	153	20 12 1989	PECOUT	M	4	0	50	Cox	148	NON	3
49	22 09 1931	M	58	153	29 06 1994	PECOUT	M	4	0	50	Cox	117	NON	3
50	12 09 1928	M	78	172	22 03 1994	JPA	M	4	0	50	Cox	120	NON	2
51	22 02 1937	F	50	150	27 11 1991	PECOUT	M	3	0	44	Dysplasie	148	NON	1
52	22 02 1937	F	50	150	25 11 1992	PECOUT	M	3	0	50	Dysplasie	136	NON	1
53	09 09 1954	M	125	173	12 09 1994	SETTON	H	5	0	56	Nécrose	115	NON	4
54	09 09 1954	M	125	173	09 01 1994	SETTON	H	5	5	60	Nécrose	122	NON	4
55	03 11 1922	M	80	170	19 10 1994	JLC	H	4	0	60	Cox	114	NON	2
56	07 10 1926	M	77	170	12 04 1995	MABIT	H	4	0	56	Cox	107	NON	3
57	09 09 1930	M	65	157	16 02 1994	MABIT	H	3	5	52	Cox	122	NON	4
58	09 09 1930	M	65	157	13 05 1992	MABIT	H	3	5	52	Cox	143	NON	4
59	24 01 1933	F	60	157	03 05 1994	JLC	H	3	5	48	Cox	119	NON	2
60	20 11 1922	F	67	169	12 07 1991	PECOUT	M	5	5	50	Cox	152	NON	2
61	05 09 1924	F	63	165	23 11 1994	MABIT	H	4	0	54	Cox	113	NON	3
62	09 05 1934	M	78	175	10 02 1992	MABIT	H	4	5	54	CDR	151	Fract Tete	4
63	09 05 1934	M	78	175	09 12 1992	MABIT	H	3	5	54	CDR	141	NON	4
64	12 01 1938	F	58	158	23 06 1994	JLC	H	4	0	52	Cox	117	NON	3
65	08 03 1931	F	60	161	09 02 1995	JPA	M	2	5	46	Cox	107	NON	2

ZIRCONE 2

	DDN	AGE	SEXE	POIDS	TAILLE	DDI	CHIR	VOIE	TIGE	COL	CUP	ETIO	RECU	CPC	DEV.
66	07 11 1928	75	F	60	165	24 03 1993	PECOUT	M	4	0	50	Cox	130	NON	3
67	07 11 1928	75	F	60	165	20 01 1995	PECOUT	M	4	0	48	Cox	108	NON	3
68	27 02 1929	75	F	64	165	04 01 1994	JLC	H	3	0	50	Dysplasie	123	TVP	3
69	07 05 1941	63	F	71	150	04 05 1994	MABIT	H	2	5	50	Cox	118	NON	3
70	26 03 1929	74	M	75	170	03 12 1993	PECOUT	M	5	0	54	Cox	122	NON	4
71	21 10 1929	74	F	75	153	05 04 1995	MABIT	H	4	0	60	Dysplasie	108	NON	3
72	12 03 1932	72	M	93	182	01 06 1994	PECOUT	M	3	0	50	Cox	117	NON	1
73	29 12 1927	76	F	55	167	11 02 1995	PECOUT	M	4	5	50	Cox	110	NON	2
74	30 09 1933	76	M	86	180	23 11 1994	PECOUT	M	4	0	50	Cox	113	NON	3
75	07 09 1956	47	F	56	160	18 03 1994	PECOUT	M	4	0	50	Dysplasie	121	NON	3
76	19 03 1944	60	M	75	173	22 08 1994	SETTON	H	4	0	56	Cox	116	NON	3
77	05 03 1930	75	M	74	169	01 03 1995	JPA	M	5	0	54	Cox	108	NON	3
78	10 05 1925	78	F	60	160	27 11 1993	PECOUT	M	4	0	50	Nécrose	125	Hématome	2
79	10 05 1925	78	F	60	160	27 11 1993	PECOUT	M	4	0	50	Nécrose	125	NON	2
80	02 08 1937	86	F	63	151	15 09 1993	PECOUT	M	2	5	46	Cox	125	NON	3
81	02 08 1937	86	F	63	151	07 12 1994	PECOUT	M	3	5	46	Dysplasie	110	NON	3
82	11 07 1934	69	F	90	180	17 12 1991	JLC	H	3	5	52	Cox	147	NON	2
83	11 02 1952	52	M	79	175	20 02 1995	SETTON	H	3	0	52	Nécrose	110	TVP	3

ZIRCON 3

FL	EXT	ABD	ADD	RE	RI	PMA 1	PMA 2	CH.	ORIENT.	BROOK.	BARR.	DESC. F.	DESC. C.	7bis	USURE
1	90	0	30	20	25	15	7	C	Varus	0	A	N	1	N	0,19
2	120	0	30	20	10	10	12	A	NormoAxé	1	B	N	N	N	0,06
3	95	0	40	20	30	15	9	C	NormoAxé	1	A	N	1	O	0
4	105	0	30	25	20	20	9	C	NormoAxé	0	A	2	N	N	0,04
5	110	0	30	25	30	20	9	C	NormoAxé	O	A	2	N	N	0,07
6	120	0	25	20	30	15	10	C	NormoAxé	0	A	N	N	O	0,23
7	100	-10	40	25	40	25	9	B	NormoAxé	2	A	2,6	1	O	0,3
8	95	0	25	15	15	0	11	C	NormoAxé	0	A	7	1	O	0,1
9	110	0	30	25	40	20	8	A	Varus	0	A	N	N	N	0
10	95	-10	40	25	30	20	9	B	NormoAxé	0	A	N	2	O	0,16
11	95	-10	40	25	25	25	9	B	NormoAxé	0	A	N	3	O	0,21
12	110	0	30	20	30	20	8	B	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,26
13	120	0	30	20	10	10	10	B	NormoAxé	0	A	N	N	N	0
14	95	0	35	20	35	15	9	B	NormoAxé	1	B	1,7	N	O	0,7
15	110	0	30	20	30	20	10	C	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,14
16	110	0	30	20	30	15	10	C	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,11
17	90	0	25	20	20	15	5	C	NormoAxé	1	A	N	N	O	0,09
18	110	0	30	20	20	15	8	A	Varus	0	A	N	N	N	0,3
19	115	-10	40	25	25	15	12	A	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,04
20	115	-5	25	30	40	25	10	B	NormoAxé	2	A	N	N	N	0,12
21	90	0	30	20	20	40	8	C	NormoAxé	1	A	N	N	N	0,08
22	110	-5	40	20	15	15	8	A	NormoAxé	1	A	N	N	N	0,12
23	95	0	30	20	30	15	7	C	NormoAxé	1	B	N	N	N	0,17
24	100	0	20	20	10	30	7	B	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,13
25	110	0	25	20	30	15	8	C	NormoAxé	0	C	1,2	N	N	0
26	95	0	35	20	20	15	7	B	NormoAxé	1	A	N	1	O	0,36
27	120	0	40	25	35	15	11	B	NormoAxé	1	A	2	N	N	0,24
28	100	-10	50	30	40	40	10	A	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,04
29	95	0	20	20	30	30	8	B	NormoAxé	0	A	N	1	N	0
30	95	0	20	20	30	15	8	B	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,04
31	100	-10	40	30	45	30	10	A	NormoAxé	0	A	N	N	N	0
32	95	0	20	10	20	10	7	C	Varus	0	A	2,7	N	O	0,12
33	90	0	20	15	20	10	7	C	NormoAxé	2	A	N	N	O	0,15
									NormoAxé	2	A	N	N	N	0,26

ZIRCON 4

FL	EXT	ABD	ADD	RE	RI	PMA 1	PMA 2	CH.	ORIENT.	BROOK.	BARR.	DESC. F.	DESC. C.	7bis	USURE
34	100	0	30	20	30	20	10	C	NormoAxé	1	A	7	N	O	0,19
35	120	-15	40	35	20	11	18	B	Varus	0	A	N	N	N	0,07
36	110	0	30	20	20	9	17	C	Varus	1	A	N	3	O	0,16
37	90	0	20	15	10	8	17	B	Varus	2	B	N	N	O	0,18
38	95	0	20	10	5	7	16	B	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,07
39	105	-10	30	25	45	9	18	A	Varus	1	A	5	N	N	0
40	120	0	30	20	30	10	18	A	NormoAxé	0	A	N	N	N	0
41	110	0	30	20	40	15	17	C	NormoAxé	0	A	3	1	N	0,15
42	115	0	40	30	30	10	18	B	NormoAxé	0	A	4	N	N	0,16
43	80	0	15	20	10	9	17	C	Varus	3	A	N	N	N	0,07
44	110	0	30	20	15	15	18	A	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,08
45	100	0	25	30	20	8	18	C	NormoAxé	N	A	N	1	N	0,03
46	100	0	30	20	20	10	18	A	NormoAxé	1	A	N	N	N	0,03
47	115	-5	30	25	30	20	11	B	NormoAxé	2	A	N	N	O	0,25
48	80	0	15	15	15	8	17	B	Varus	2	C	10	N	N	0,09
49	95	0	10	15	20	15	17	B	Varus	0	C	1,12,13	3	N	0,12
50	110	0	20	20	40	15	10	C	NormoAxé	1	A	N	N	O	0,16
51	90	0	20	15	15	10	17	C	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,04
52	90	0	20	20	10	15	17	C	NormoAxé	2	A	N	N	O	0,04
53	100	0	40	20	30	15	18	B	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,2
54	100	0	40	20	30	10	18	B	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,2
55	95	0	25	20	15	8	16	A	NormoAxé	2	A	N	N	N	0,04
56	95	0	40	20	40	20	9	C	NormoAxé	1	A	9	N	N	0,04
57	100	0	40	20	40	15	11	B	NormoAxé	1	A	N	1	N	0,08
58	100	0	40	20	40	15	11	B	Varus	1	A	N	N	N	0,06
59	120	0	30	20	20	15	9	A	Varus	0	A	2	N	O	0,08
60	90	0	30	20	30	15	7	C	NormoAxé	0	A	6	N	N	0,15
61	95	0	30	20	35	10	12	A	Varus	1	A	2	N	N	0,02
62	110	0	35	20	30	20	18	B	NormoAxé	0	A	N	N	N	0
63	110	0	35	20	30	20	18	B	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,04
64	110	0	30	20	30	5	9	C	NormoAxé	0	B	N	N	N	0,2
65	110	0	25	20	30	20	7	B	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,13
66	120	-15	30	20	30	15	10	B	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,06

ZIRCONE 5

FL	EXT	ABD	ADD	RE	RI	PMA 1	PMA 2	CH.	ORIENT.	BROOK.	BARR.	DESC. F.	DESC. C.	7bis	USURE
67	115	-10	30	20	30	10	18	B	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,08
68	115	0	30	20	20	8	17	A	Varus	1	C	2	N	N	0,06
69	95	0	30	20	35	10	18	A	Valgus	1	A	3	N	N	0,11
70	100	-15	25	20	20	10	18	B	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,14
71	90	0	35	20	30	10	17	A	Valgus	1	A	2	N	N	0
72	90	0	20	15	15	25	18	C	Varus	0	A	N	N	N	0,11
73	95	0	40	20	40	20	10	A	NormoAxé	1	A	7	N	N	0,07
74	90	-30	30	20	15	0	16	C	Varus	3	A	N	N	N	0,03
75	105	0	35	25	20	5	18	C	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,07
76	95	0	25	20	25	0	8	C	NormoAxé	1	A	N	N	N	0,1
77	95	0	25	20	20	20	8	C	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,17
78	90	0	40	20	40	15	11	B	NormoAxé	2	A	7	N	N	0,2
79	95	0	40	20	40	20	11	B	NormoAxé	1	A	N	N	N	0,09
80	95	-15	40	20	30	20	11	B	Valgus	0	A	N	N	N	0,01
81	95	-10	40	20	30	20	11	B	NormoAxé	1	A	N	N	N	0,05
82	90	0	30	30	20	20	9	B	NormoAxé	1	A	N	N	N	0,1
83	100	0	20	20	15	10	8	C	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,07

ZIRCON 6

	DDN	AGE	SEXE	POIDS	TAILLE	DDI	CHIR	VOIE	TIGE	COL	CUP	ETIO	RECU	CPC	DEV.
1	22 02 1924	80	M	100	172	28 01 1997	JLC	H	4	L	56	Cox	83	NON	2
2	06 01 1927	77	M	95	172	04 08 1994	SETTON	H	4	M	54	Nécrose	115	NON	1
3	06 01 1927	77	M	95	172	07 12 1995	SETTON	H	4	M	54	Nécrose	101	NON	1
4	16 09 1955	48	F	63	155	23 04 1996	JLC	H	2	M	48	Dysplasie	97	NON	3
5	26 07 1943	60	F	61	161	23 11 1996	PECOUT	M	3	M	48	Cox	89	NON	3
6	09 04 1940	63	M	90	170	01 10 1997	PECOUT	M	3	0	50	Cox	78	NON	3
7	16 07 1931	72	M	80	169	05 06 1996	MABIT	H	4	L	54	Cox	94	NON	3
8	02 02 1940	64	F	50	150	15 11 1995	PECOUT	M	2	M	48	Cox	102	NON	4
9	26 02 1933	71	M	88	167	26 07 1996	SETTON	H	5	L	52	Cox	94	NON	2
10	19 07 1929	74	M	60	154	10 03 1997	JLC	H	2	5	50	Cox	107	NON	3
11	18 08 1933	70	F	51	154	14 09 1995	JLC	H	4	M	52	Dysplasie	104	NON	3
12	08 01 1923	81	F	66	152	19 03 1997	MABIT	H	4	M	52	Cox	84	NON	2
13	28 01 1933	71	F	89	152	15 12 1995	SETTON	H	2	L	52	Cox	100	NON	3
14	22 01 1933	71	F	45	153	11 12 1996	PECOUT	M	2	M	48	Dysplasie	89	NON	2
15	04 07 1924	79	F	60	160	10 10 1995	SETTON	H	3	M	52	Cox	103	NON	2
16	24 12 1927	76	M	72	172	25 06 1996	JLC	H	5	M	56	Cox	99	NON	3
17	10 10 1954	49	M	66	175	24 01 1996	MABIT	H	5	M	54	Cox	100	NON	4
18	27 04 1929	74	M	93	166	23 01 1996	PECOUT	M	3	M	50	Cox	100	NON	2
19	27 04 1929	74	M	93	166	01 04 1994	MABIT	H	3	0	50	Cox	119	NON	2
20	17 12 1926	77	F	70	166	30 01 1996	JLC	H	4	M	50	CDR	100	NON	2
21	31 07 1935	68	F	67	165	30 10 1995	SETTON	H	3	L	52	Trauma	103	NON	3
22	31 03 1997	55	M	70	168	29 01 1997	MABIT	H	3	L	54	Cox	86	NON	4
23	12 02 1957	47	F	60	163	10 01 1996	PECOUT	M	3	M	50	Dysplasie	100	NON	4
24	08 12 1925	78	M	97	165	30 11 1995	JLC	H	4	M	52	Cox PR	102	NON	2
25	22 12 1941	62	M	77	176	09 02 1996	PECOUT	M	4	L	50	Cox	96	NON	4
26	05 02 1923	81	M	82	166	24 10 1995	JLC	H	3	0	60	Cox	103	NON	2
27	10 04 1935	68	M	94	172	04 12 1996	PECOUT	M	5	M	52	Cox	87	NON	3
28	21 07 1938	65	F	65	156	15 05 1996	MABIT	H	3	M	48	Cox	95	NON	4
29	07 07 1932	71	M	81	176	10 05 1994	JPA	M	5	0	52	Cox	118	NON	2
30	17 06 1926	77	F	84	162	20 03 1996	MABIT	H	4	M	52	Cox	97	NON	3
31	25 10 1922	81	F	65	155	21 12 1996	MABIT	H	3	L	46	Cox	89	NON	1
32	20 07 1929	75	F	90	153	18 01 1995	PECOUT	M	4	M	48	Cox	111	TVP	2
33	20 07 1929	75	F	90	153	03 01 1996	PECOUT	M	4	M	48	Cox	99	TVP	2
34	04 10 1936	67	F	53	162	27 11 1995	SETTON	H	5	M	52	Cox	101	NON	4

DDN	AGE	SEXE	POIDS	TAILLE	DDI	CHIR	VOIE	TIGE	COL	CUP	ETIO	RECU	CPC	DEV.
35	05 11 1925	M	60	163	02 10 1996	MABIT	H	3	L	56	Cox	90	NON	3
36	05 11 1925	M	60	163	14 02 1996	MABIT	H	2	L	56	Cox	98	NON	3
37	21 04 1940	M	80	170	08 11 1996	MABIT	H	3	M	52	Cox	90	NON	3
38	05 09 1929	M	80	175	19 11 1996	JLC	H	5	M	60	Cox	90	NON	3
39	19 10 1932	F	54	159	07 05 1996	JLC	H	3	L	52	Cox	94	NON	2
40	10 02 1940	M	94	172	22 04 1996	SETTON	H	4	L	60	Cox	97	NON	4
41	24 04 1937	M	80	175	09 02 1996	SETTON	H	4	M	52	Cox	98	NON	3
42	01 08 1939	M	70	170	09 04 1997	MABIT	H	4	L	56	Cox	103	NON	4
43	09 03 1928	M	62	169	03 10 1995	JLC	H	4	M	56	Cox	103	NON	3
44	09 03 1928	M	62	169	11 09 1995	JLC	H	4	M	56	Cox	103	NON	3
45	15 01 1929	M	90	172	24 05 1996	SETTON	H	4	L	56	Nécrose	96	NON	3
46	11 11 1927	M	94	176	02 04 1996	JLC	H	5	M	60	Paget	96	NON	3
47	24 07 1933	M	115	174	11 01 1996	JLC	H	5	M	50	Cox	97	NON	3
48	04 11 1936	M	87	165	13 03 1996	PECOUT	M	4	M	48	Cox	95	Fract / PTH	2
49	04 11 1936	M	87	165	22 04 1997	PECOUT	M	3	L	48	Cox	83	NON	2
50	30 04 1938	M	60	170	07 10 1996	SETTON	H	4	M	54	Cox	90	NON	3
51	20 11 1922	F	67	169	30 04 1997	MABIT	H	4	L	52	Cox	83	NON	2
52	09 01 1934	M	72	172	29 11 1995	PECOUT	M	3	L	50	Cox	100	NON	3
53	09 01 1934	M	72	172	09 10 1998	PECOUT	M	3	L	48	Cox	64	NON	3
54	13 09 1921	F	60	153	22 01 1997	MABIT	H	3	M	52	Cox	89	NON	2
55	28 05 1931	F	45	156	30 11 1995	SETTON	H	4	M	50	CDR	100	NON	2
56	11 03 1943	F	55	162	25 11 1996	PECOUT	M	3	M	48	Cox	88	NON	3
57	19 02 1933	M	70	160	05 02 1997	MABIT	H	3	L	60	Trauma	85	NON	3
58	26 03 1929	M	75	170	29 11 1996	PECOUT	M	4	L	52	Cox	88	NON	3
59	24 06 1950	M	69	170	22 03 1997	MABIT	H	4	M	60	Cox	86	NON	4
60	04 12 1923	F	70	160	17 01 1997	MABIT	H	4	M	54	Cox	86	NON	3
61	02 12 1934	M	84	166	25 10 1995	SETTON	H	5	M	50	Cox	102	NON	3
62	02 12 1934	M	84	166	02 09 1996	SETTON	H	4	L	54	Cox	91	NON	3
63	19 03 1944	M	75	173	13 10 1995	SETTON	H	3	L	56	Cox	101	NON	3
64	07 05 1956	M	97	183	29 03 1995	MABIT	H	5	0	54	Nécrose	108	NON	4
65	03 11 1939	F	64	168	27 12 1996	SETTON	H	5	M	50	Trauma	87	NON	3
66	21 07 1963	M	75	173	29 01 1997	MABIT	H	3	L	56	Nécrose	88	NON	4
67	11 07 1934	F	90	180	07 12 1995	JLC	H	4	L	54	Cox	100	Fract / PTH	2

FL:	EXT.	ABD	ADD	RE	RI	PMA 1	PMA 2	MF	CH.	ORIENT.	BROOK.	BARR.	DESC. F.	DESC. C.	7bis	USUR
1	0	30	30	20	20	9	18	5	C	NormoAxé	0	B	N	N	N	0,23
2	0	30	20	20	10	6	16	4	C	NormoAxé	0	C	N	N	N	0,08
3	0	35	25	30	15	6	16	4	C	NormoAxé	0	B	N	N	N	0,08
4	0	30	20	10	10	9	17	4	C	NormoAxé	1	A	N	N	O	0,1
5	-15	45	30	40	20	10	18	5	A	Varus	1	A	N	N	O	0,21
6	-10	40	20	40	25	9	18	5	B	NormoAxé	2	A	2	N	O	0,3
7	0	40	20	35	5	10	18	5	A	Varus	0	B	N	N	O	0,2
8	0	25	25	30	15	8	18	5	A	NormoAxé	0	A	N	1,2	O	0,45
9	0	35	25	25	10	9	17	4	C	NormoAxé	2	A	N	N	N	0,37
10	0	30	20	15	15	10	17	5	B	NormoAxé	0	A	6	N	O	0,13
11	-5	30	30	15	15	10	17	5	C	NormoAxé	0	A	N	3	N	0,09
12	0	35	20	35	10	11	17	5	C	Valgus	2	A	N	N	O	0,27
13	0	25	20	15	15	8	17	4	A	NormoAxé	1	A	1	3	N	0,2
14	0	30	25	20	10	7	16	4	B	NormoAxé	1	A	N	2	O	0,09
15	0	15	10	20	15	8	17	4	C	NormoAxé	0	A	2	N	N	0,04
16	0	30	30	20	20	9	17	5	A	NormoAxé	1	A	3,4	1	N	0,15
17	0	35	20	40	10	10	18	5	B	NormoAxé	2	B	3	N	O	0,12
18	-5	40	25	40	25	10	18	4	C	NormoAxé	0	A	N	N	O	0,16
19	0	40	25	40	25	10	18	4	C	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,1
20	0	20	10	15	0	10	17	4	B	NormoAxé	1	A	N	N	O	0,07
21	0	30	20	30	20	9	17	5	C	NormoAxé	2	A	2,6	N	N	0,13
22	0	40	20	30	10	10	18	5	A	NormoAxé	0	A	7	N	O	0,15
23	-5	30	30	20	20	10	18	5	B	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,08
24	0	30	30	10	10	10	12	4	C	Varus	0	A	2	N	N	0,17
25	-15	40	25	35	25	11	18	5	B	Varus	1	A	N	N	O	0,35
26	0	30	20	20	20	9	17	5	C	Varus	1	A	N	3	O	0,34
27	5	20	20	15	10	8	17	5	B	NormoAxé	2	A	N	N	O	0,33
28	0	40	20	40	20	11	18	5	A	NormoAxé	0	B	N	1,3	O	0,24
29	0	15	10	10	10	9	14	4	C	NormoAxé	0	C	5	3	N	0,21
30	0	40	20	40	20	11	18	5	C	NormoAxé	3	A	N	3	N	0,45
31	0	35	25	40	20	10	15	4	B	Varus	2	A	6	N	O	0,1
32	0	30	15	30	15	7	18	3	B	NormoAxé	0	B	N	N	N	0,11
33	0	30	15	30	15	7	18	3	B	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,18

CARBIOCERAM® 3

FL.	EXT.	ABD	ADD	RE	RI	PMA 1	PMA 2	MF	CH.	ORIENT.	BROOK.	BARR.	DESC.F.	DESC.C.	7bis	USUR
34	110	0	30	20	20	4	18	5	B	Valgus	0	A	7	1	O	0,28
35	95	0	30	30	0	10	18	5	B	NormoAxé	1	A	N	1	N	0,21
36	95	0	30	30	0	10	18	5	B	NormoAxé	2	A	N	N	N	0,29
37	95	-5	25	20	15	10	18	5	B	NormoAxé	1	C	N	N	O	0,1
38	95	0	25	15	10	7	18	5	A	NormoAxé	1	A	N	2	O	0,54
39	100	0	30	20	20	11	18	5	C	NormoAxé	2	A	5	N	O	0,15
40	100	0	30	40	20	11	18	5	B	Varus	0	A	7	N	N	0,03
41	100	0	35	25	15	9	17	5	C	NormoAxé	1	A	N	N	O	0,3
42	95	0	35	20	15	9	18	5	B	NormoAxé	2	A	N	N	N	0,09
43	120	0	30	20	5	11	18	5	C	NormoAxé	1	A	7,5	N	O	0,2
44	125	0	30	20	5	11	18	5	C	Varus	0	A	6,7	N	N	0,4
45	95	0	30	40	30	8	17	4	A	NormoAxé	1	B	6	N	O	0,07
46	120	0	30	30	0	12	18	5	B	Varus	1	A	2	N	O	0,3
47	80	0	20	10	5	7	17	4	C	NormoAxé	0	A	N	N	O	0,32
48	80	0	25	20	10	9	17	4	C	NormoAxé	2	C	1,2	1	N	0,5
49	80	-5	35	20	10	9	17	4	C	NormoAxé	2	C	2	N	N	0,33
50	120	0	25	15	15	9	17	5	A	NormoAxé	1	A	N	1	N	0,14
51	90	0	35	20	0	7	16	5	C	NormoAxé	1	A	6	N	N	0,15
52	70	-15	20	25	5	11	17	5	B	NormoAxé	2	A	N	N	O	0,32
53	90	-10	40	25	15	11	17	5	B	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,35
54	90	0	25	30	0	9	17	5	C	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,07
55	100	0	20	15	10	10	18	4	B	NormoAxé	2	A	6	1	N	0,1
56	100	-5	25	20	10	5	18	5	A	NormoAxé	0	A	N	3	O	0,36
57	95	0	35	30	10	9	18	5	C	NormoAxé	1	A	N	1	O	0,21
58	100	-15	25	20	15	10	18	5	B	NormoAxé	1	A	N	N	O	0,2
59	90	0	25	30	5	8	18	5	A	NormoAxé	2	A	N	1	N	0,2
60	95	0	35	20	10	9	18	5	B	NormoAxé	1	A	N	3	N	0,15
61	90	0	25	15	15	7	18	5	C	NormoAxé	0	A	N	N	O	0,3
62	95	0	20	15	10	7	18	5	C	NormoAxé	2	A	N	N	N	0,09
63	95	0	25	20	15	8	18	5	C	NormoAxé	0	A	N	1	N	0,1
64	95	0	40	20	20	10	18	5	A	NormoAxé	0	A	N	N	N	0,08
65	110	0	30	20	10	10	18	5	A	NormoAxé	0	A	N	3	N	0,2
66	100	0	45	20	20	8	17	5	C	NormoAxé	0	A	3,5	3	N	0,12
67	80	0	20	20	10	6	13	3	B	NormoAxé	1	A	N	N	O	0,09

BIBLIOGRAPHIE

1. **MALCHAU H, HERBERTS P.** Prognosis of total hip replacement. Revision and re-revision rate in THR: a revision-risk study of 148 359 primary operations. Scientific exhibition, 65th annual meeting of the AAOS, New-Orleans, Feb. 1998.
2. **NAS. S. EFTEKAR.** The life and work of John Charnley. Clin Orthop. 1986; 211: 10-22.
3. **OLDER J.** A tribute to Sir John Charnley (1911-1982). Clin Orthop. 1986; 211: 23-29.
4. **WROBLEWSKI BM.** 15-21 year results of the Charnley Low friction arthroplasty. Clin Orthop. 1986; 211: 30-35.
5. **CUPIC Z.** Long term follow up of Charnley arthroplasty of the hip. Clin Orthop. 1979; 141: 28-43.
6. **BOCH Ph.** Céramiques. Composés céramiques : Matériaux céramiques. HERMES Science Europe Ltd. 2001. 1 ; 1-26.
7. **CHARTIER Th.** Matériaux et processus céramiques. Procédés de mise en forme des céramiques. HERMES Science Europe Ltd. 2001. 5 ; 141-217.
8. **COMBES Ch, REY Ch.** Céramiques. Biocéramiques. HERMES Science Europe Ltd. 2001. 12 ; 1-28.
9. **JACOBS J.** Osteolysis: Basic science. Clin Orthop 2001; 393: 71-77.
10. **LEMAIRE R.** Les composants de frottement en PTH. Quand les solutions d'hier deviennent les problèmes d'aujourd'hui. Symposium CERAVER, Paris, 2000. 1 ; 17-19.
11. **SEDEL L.** Les céramiques en orthopédie. Maîtrise Orthopédique. 21, Fev. 1993.
12. **CERDAN M, CHARTIER Th.** Nouvelles biocéramiques en orthopédie. Maîtrise Orthopédique. 89, Dec. 1999.
13. **BOUTIN P.** Arthroplastie totale de hanche par prothèse en Alumine frittée. Rev. Chir. Orthop. 1972 ; 58 : 229-246.
14. **BOCH Ph.** Matériaux et processus céramiques. Alumine, mullite et spinelle, zircon. HERMES Science Europe Ltd. 2001. 6 ; 219-250.
15. **RIEGER W.** Ceramics in Orthopaedics. 30 years of evolution and experience. World Tribology Forum in Arthroplasty. Hans Huber, Bern, 2001. 283-294.
16. **SEDEL L.** Alumina on Polyethylene bearings. Interfaces in Total Hip Arthroplasty. Ian D. Learmonth, Springer, 2001. 135-141.
17. **BIZOT P, NIZARD R, SEDEL L.** Le couple Alumine Alumine dans les prothèses totales de hanches : De la théorie à la pratique. Maîtrise Orthopédique. 111. Fev. 2002.
18. **CALES B.** Zirconia as a sliding material. Histologic, laboratory, and clinical data. Clin Orthop 2000 ; 379 : 94-112.
19. **CLARKE IC.** Current status of zirconia used in total hip implants. J Bone Joint Surg Br 2003; 85: 73-84.
20. **BOCH Ph.** Matériaux et processus céramiques. Frittage et microstructure des céramiques. HERMES Science Europe Ltd. 2001. 4 ; 90-140.

21. **HERNIGOU P, BAHRAMI T.** Zirconia and alumina ceramics in comparison with stainless-steel heads: Polyethylene wear after a minimum 10 year follow up. *J Bone Joint Surg Am* 2003; 85: 504-9.
22. **SKINNER HB.** Ceramic bearing surfaces. *Clin Orthop.* 1999; 1: 83-91.
23. **LANGLAIS F, PASSUTTI N, HERNIGOU P.** Les couples céramiques / polyéthylènes : alumine ou zircone ? *Ann Orthop Ouest* 2000 ; 32 : 305-12.
24. **CALES B.** Long term stability of a surgical grade zirconia ceramic. *J Bone Joint Surg Br* 1997; 79: 170-71.
25. **CTTC (Centre de Transfert de Technologies Céramiques).** Comparaison des propriétés des matériaux céramiques. Site disponible sur : <http://www.ceramic.center.com> (Page consultée le 19 avril 2004)
26. **KERBOULL M.** L'arthroplastie totale de hanche Charnley Kerboull. Bases mécaniques et techniques. Résultats à long terme. *Maîtrise Orthopédique* Fev. 2002.
27. **TEINTURIER P, TERVER S.** Etude tribologique des prothèses de hanches. *Rev Chir Orthop* 1990 ; 76 : 383-90.
28. **KNAHR K, OBERHOLZER S, PINGERRA O.** Tribological considerations in primary and revision in hip arthroplasty. *World Tribology Forum in Arthroplasty.* Hans Huber, Bern, 2001. 2001. 67-76.
29. **VERDONSCHOT N, HUISKES R.** Femoral stem design and cement mantle stress. *Interfaces in Total Hip Arthroplasty.* Ian D. Learmonth, Springer, 2001. 21-29.
30. **PUHL W, KESSLER S.** Which factors influence the long term outcome of total hip replacement? *World Tribology Forum in Arthroplasty.* 2001. 35-45.
31. **LEMONS JE, LUCAS LC.** Properties of biomaterials. *J. Arthroplasty.* 1986; 1: 143-147.
32. **BOURNE RN.** Ingrowths surfaces. Plasma-spray coating to titanium alloy hip replacements. *Clin Orthop* 1994; 298: 37-46.
33. **CHARNLEY G, JUDET T, PIROU P, GARREAU DE LOUBRESSE C.** Titanium femoral component fixation and experience with a cemented titanium prosthesis. *Interfaces in Total Hip Arthroplasty.* Ian D. Learmonth, Springer, 2001. 3-10.
34. **WILLERT HG, BUCHHORN GH.** Particulate disease due to wear of ultrahigh molecular weight polyethylene. *Biological, Material and Mechanical considerations of joint replacements* 1993 ; 87-102.
35. **SOCHARD DH.** Relationship of acetabular wear to osteolysis and loosening in total hip arthroplasty. *Clin Orthop.* 363: 1999, p.135.
36. **RIEKER CB, SCHNEIDER W, ABT NA.** Le polyéthylène dans les prothèses totales de hanche. *Maîtrise Orthopédique* Oct. 2003.
37. **LANGLAIS F.** Le polyéthylène en 1997. *Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Conférences d'enseignement* 1997 ; 62, 53-69.
38. **AMIS A.** Is polyethylene still the best prosthetic bearing surface? *J Bone Joint Surg Br* 1996; 78-B: 345-348.
39. **PARR JE, HAGGARD W, TRIEU HH.** Polyethylene as a bearing surface. *Interfaces in Total Hip Arthroplasty.* Ian D. Learmonth, Springer, 2001. 105-112.
40. **NAZARIAN S, MULLER ME.** Voies d'abord de la hanche. *Encycl Méd Chir (Elsevier, Paris), Techniques Chirurgicales-Orthopédie-Traumatologie.* 44-600, 1998, 36p.

41. **MERLE D'AUBIGNE R.** Cotation chiffrée de la fonction de hanche. Rev Chir Orthop, 1970, 56, 481-486.
42. **CHARNLEY J.** The long term results of low friction arthroplasty of the hip as a primary intervention. J. Bone Joint Surg. Br, 1972; 54(2): 97-102.
43. **DELAUNAY C.** Charnley total hip: from the « Flat-Back » to the « Elite-Plus » or the « Legend-V40 »? In : Arthroplastie totale de hanche : « Quelle sera la prothèse du 21^e siècle ? ». Livre des abstracts. Lyon : Transit communications ; dec. 2000. p. 13-27.
44. **HARRIS WH. et al.** Extensive localized bone resorption in the femur following total hip replacement. J. Bone Joint Surg., 1976; 58-A: 612-618.
45. **GRUEN TA, McNEICE GM, AMSTUTZ HC.** Modes of failure of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. Clin Orthop. 141: 17, 1979.
46. **DeLEE JG, CHARNLEY J.** Radiological demarcation of cemented sockets in total hip arthroplasty. Clin Orthop. 121: 20, 1976.
47. **LIVERMORE J, ILSTRUP D, MORREY B.** Effect of femoral head size on the polyethylene acetabular component. J. Bone Joint Surg. Br, 1990; 72(4): 518-528.
48. **BROOKER AF, BOWERMAN JW, ROBINSON RA., RILEY LN.** Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. J. Bone Joint Surg., 1973; 55-A: 1629-1632.
49. **HARRIS WH, McCARTHY JC Jr, O'NEILL DA;** Femoral component loosening using contemporary techniques of femoral cement fixation. J. Bone Joint Surg. Am, 1982; 64: 1063-7.
50. **HARRIS WH.** The problem is osteolysis. Clin Orthop 1995; 311: 46-53.
51. **OONISHI H, CLARKE IC, GOOD V.** New polyethylene "cross-linked". Arthroplastie totale de hanche. Quelle sera la prothèse du 21^{ème} siècle? Acora Group, Lyon, 2000. 159-165.
52. **CAMPBELL P, MIRRA J, DOORN P.** Histopathology of Metal on Metal hip joint tissues. World Tribology Forum in Arthroplasty. Hans Huber, Bern, 2001. 2001. 167-180.
53. **CATON J, BOURALY JP, CALES B.** Zirconia/UHMWPE articulation using 22,2 mm dia. Femoral heads. Arthroplastie totale de hanche. Quelle sera la prothèse du 21^{ème} siècle? Acora Group, Lyon, 2000. 107-110.
54. **FISHER J, STONE MH, TIPPER JL.** Wear debris generation with metal-polyethylene, metal on metal and ceramic on ceramic hip prosthesis. World Tribology Forum in Arthroplasty. Hans Huber, Bern, 2001. 2001. 25-29.
55. **DOERIG MF, KRATTER R, RITZLER T.** Ceramic on polyethylene versus Metal on Metal: A clinical and radiological follow up study, five to ten years after implantation. World Tribology Forum in Arthroplasty. Hans Huber, Bern, 2001. 2001. 167-180.
56. **WEBER BG.** Couple métal/métal Metasul pour prothèses totales de hanche: développement et premiers résultants. <http://www.maitrise-orthop.com> (Page consultée le 24 février 2004).
57. **VISURI T, PUKKALA E.** Does Metal on Metal total hip prosthesis have influence on Cancer? A long-term follow up study. World Tribology Forum in Arthroplasty. Hans Huber, Bern, 2001. 2001. 181-187.
58. **BISHOP NE, FERGUSSON S.** Porosity reduction in bone cement at the cement-stem interface. J Bone Joint Surg Br 1996; 78: 349-56.

59. **CHAMBERS IR, FENDER D.** Prédiction du descellement aseptique des tiges fémorales de Charnley cimentées d'après les aspects radiologiques. *J Bone Joint Surg Am* 2002 ; 83 : 838-42.
60. **DELAUNAY C.** Couple de frottement des prothèses totales de hanche. Ce qu'un chirurgien orthopédiste devrait savoir ! Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Conférences d'enseignement 2001 ; 63-96.
61. **JENNY JY, BOERI C, TAVAN A, SCHLEMMER B.** Résultats en fonction du couple de frottement. Symposium « Les prothèses totales de hanche avant 50 ans ». *Rev Chir Orthop* 1998 ; 84 Suppl I : 111-2.
62. **MOUEL S, ALLAIN J, GOUTALLIER D.** Analyse actuarielle à 10 ans d'une cohorte de 156 prothèses totales de hanche cimentées à couple de frottement alumine/polyéthylène. *Revue de chirurgie orthopédique* 1998 ; 84 : 338-45.
63. **DAMBREVILLE A, PHILIPPE M, RAY A.** La céramique de Zircone ou « La nuit tous les chats sont gris ». <http://www.maitrise-orthop.com> (Page consultée le 5 juin 2004).
64. **McCOY TH, SALVATI EA.** A fifteen-year follow up study of one hundred Charnley low friction arthroplasty. *The Orthopaedic Clinics of North America* 1988; 19: 467-489.
65. **SEDEL L.** Ceramic hips. *J Bone Joint Surg Am* 1992; 74: 331-32.
66. **SEDEL L.** Normalisation, certification, homologation du matériel orthopédique. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Conférences d'enseignement. 1987 ; 381-385.
67. **ROUSSIGNOL X, BENEZ C, DUJARDIN F.** Pénétration de la tête fémorale dans le composant acétabulaire. *AOO* 2002 ; 34 : 115-18.
68. **SPOTORNO L, GRAPPIOLO G, RAIMONDI M.** Wear of the acetabular cup. *World Tribology Forum in Arthroplasty*. Hans Huber, Bern, 2001. 2001. 103-104.
69. **KIM YH, KIM JS.** Comparaison de l'usure du polyéthylène dans les hanches avec têtes en cobalt chrome ou en zircone. *J Bone Joint Surg Am* 2001 ; 83: 742-50.
70. **URBAN JA, GARVIN KL.** Le couple de frottement céramique polyéthylène dans l'arthroplastie totale de hanche. *J Bone Joint Surg Am* 2001 ; 83 : 1688-94.
71. **SCHMALZRIED TP.** Patient activity and wear. *World Tribology Forum in Arthroplasty*. Hans Huber, Bern, 2001. 2001. 31-34.
72. **HALLEY DK, WROBLEWSKI BM.** Long term results of low friction arthroplasty in patients 30 years of age or younger. *Clin Orthop*. 1986; 211: 43-50.
73. **TIPPER JL, BESONG AA, MINAKAWA H.** The Metal-Polyethylene Interface. *Interfaces in Total Hip Arthroplasty*. Ian D. Learmonth, Springer, 2001. 113-120.
74. **PULLIAM IT, TROUSDALE RT.** Fracture of ceramic femoral head after a revision operation. A case report. *J Bone Joint Surg Am* 1997; 79: 118-21.
75. **ALLAIN J, ROUDOT-THORAVAL F, DELECRIN J.** Revision total hip arthroplasty performed after fracture of ceramic femoral head: A multicenter survivorship study. *J Bone Joint Surg Am* 2003; 85-A: 825-830.
76. **ALLAIN J, DELECRIN J.** Résultat des reprises de prothèses totales de hanches après fracture de tête en céramique. *Etude multicentrique à propos de 105 cas. Hip'* 2002 ; 99-100.
77. **WILLMANN G.** The evolution of ceramics in total hip replacement. *Hip International* 2000; 4: 193-203.

78. **KUHN KD, SPECHT R.** Le ciment acrylique osseux : Historique, caractéristiques chimiques et propriétés physiques. Cement update '03. Réalités et promesses des techniques de cimentation. 2003.
79. **GARVIN KL, SALVATI EA, BRAUSE BD.** Role of Gentamicin-Impregnated cement in total joint arthroplasty. Orthopaedic Clinics of North America. 1988; 19: 605-610.
80. **MORAN JM.** Effect of gentamicin on shear and interface strengths of bone cement. Clin Orthop 1979; 141: 96-101.
81. **McCOMBE P, WILLIAMS SA.** A comparison of polyethylene wears rates between cemented and cementless cups: A prospective, randomised trial. J Bone Joint Surg Br 2004; 86-B: 334-349.
82. **FRIEH JM, CAMPION L.** Tiges fémorales en titane cimentées. Etude critique d'une série homogène de pièces fémorales en titane cimentées à plus de 9 ans de recul moyen. AOO 2002; 34: 39-54.
83. **OSOROVITZ P, GOUTALLIER D.** Résultats cliniques et radiographiques d'une série continue de 124 prothèses totales de hanche type Céramer-Ostéal avec courbe de survie à 9 ans. Rev. Chir. Ortho. 1994; 80 : 305-315.
84. **LE BRETON C, SOBOTKA A, M'BAPPE P et al.** Imagerie de la hanche normale et pathologique. Encycl Méd Chir (Elsevier, Paris), Radiodiagnostic, 30450 A¹⁰, 2002, 27p.
85. **RUNGE M.** Surveillance radiologique d'une prothèse de hanche. Encycl Méd Chir (Elsevier, Paris), Radiodiagnostic II, 31314 A¹⁰, 10-1986, 10p.
86. **BOUHNİK H et al.** Evaluation des doses délivrées au cours d'examens radiologiques. Radioprotection. 1988 ; 23 : 1-37.
87. **HERNIGOU P, BAHRAMI T.** Changes in the direction of penetration by the femoral head into the polyethylene liner over time. J Bone Joint Surg Br 2001; 83-B: 157.
88. **IWAKI H, SCOTT G, FREEMAN MAR.** The natural history of radiolucent lines at a cemented femoral interface. J Bone Joint Surg Br 2002; 84-B: 550-5.
89. **LEVAI JP, BOISGARD S.** Total hip arthroplasty acetabular prothesis wear measurement method: Methodology. Arthroplastie totale de hanche. Quelle sera la prothèse du 21^{ème} siècle? Acora Group, Lyon, 2000. 55-61.
90. **TRICLOT P.** Validation de paramètre d'évaluation radio clinique des nouveaux couples de friction des prothèses de hanche. AOO 2002; 34: 119-22.
91. **LANGLAIS F, KERBOULL M, SEDEL L.** The « French Paradox ». J Bone Joint Surg Br 2003; 85-B : 17-20.
92. **DELAUNAY C.** Prothèse totale de Charnley. Ou en est aujourd'hui le « Gold standard » de l'arthroplastie primaire de la hanche. <http://www.maitrise-orthop.com> (Page consultée le 18 avril 2004).

SERMENT D'HIPPOCRATE

En présence des maîtres de cette école, de mes condisciples, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la médecine.

Je dispenserai mes soins sans distinction de race, de religion, d'idéologie ou de situation sociale.

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

Je serai reconnaissant envers mes maîtres, et solidaire moralement de mes confrères. Conscient de mes responsabilités envers les patients, je continuerai à perfectionner mon savoir.

Si je remplis ce serment sans l'enfreindre, qu'il me soit donné de jouir de l'estime des hommes et de mes condisciples, si je le viole et que je me parjure, puissé-je avoir un sort contraire.

THESE DE MEDECINE – UNIVERSITE DE LIMOGES

Cédric COSTE

N° DE THESE : 2004-

TITRE DE LA THESE : Revue à 10 ans de 2 couples de frottement céramiques innovants : Expérience du Service d'Orthopédie de Limoges sur 170 PTH implantées entre 1993 et 1996.

RESUME :

Une série de 170 PTH cimentées utilisant une tige fémorale anatomique en alliage de titane avec 2 couples céramiques (Zircone implantée entre Janvier 1993 et Juin 1994 et Carbioceram® entre Janvier 1995 et Octobre 1996) en tête 22,2 mm implantées chez des patients nés après 1924. L'âge moyen lors de l'intervention est de 60 ans. 10 patients étaient décédés, 4 perdus de vue et 5 n'ont pu se déplacer (Devane 1). 83 Zircone et 67 Carbioceram® revues avec un recul de 10 et 8 ans respectivement.

Le taux de survie actuariel global sans réintervention, à 8 ans pour le Carbioceram® est de 100% et de 98,7% à 10 ans pour la Zircone (reprise chirurgicale pour une fracture d'une tête Zircone : patient inclus au décours de l'étude). Aucune différence statistiquement significative n'a été mise en évidence entre ces 2 couples après l'analyse clinique au dernier recul et radiologique post-opératoire immédiat.

Un protocole radiographique innovant nous a permis de calculer l'usure linéaire : 0,11 mm/an pour la Zircone et 0,20 mm/an pour le Carbioceram®, ainsi que le taux d'ostéolyse péri prothétique (corrige par la classification de Barrack) : 25% pour la Zircone et 47% pour le Carbioceram®. Aucun descellement au dernier recul. Une différence statistiquement significative existe en ce qui concerne l'usure entre les 2 groupes ($p < 10^{-6}$), l'ostéolyse péri prothétique entre les 2 groupes ($p < 10^{-9}$), liserés et ostéolyse du Merckel ou non ($p = 0,02$). Une tendance à l'usure pour les hommes jeunes et pour une population active (Devane 3 et 4) apparaît sans différence significative.

Au vu de ces résultats, la Zircone remplit ses objectifs même si la controverse ne joue pas en sa faveur (le risque fracturaire demeurant un élément d'inquiétude pour toute implantation de céramique, à contre balancer aux faible taux d'ostéolyse péri prothétique). Par contre, le Carbioceram® même si son comportement à 8 ans est satisfaisant cliniquement, doit faire l'objet d'un suivi attentionné ! La tenue de l'implant fémoral utilisant une cimentation de deuxième génération en couche mince est satisfaisant (taux de survie de 100% à 9,1 ans).

MOTS CLES : - Prothèse totale de hanche - Ostéolyse péri prothétique
- Céramique - Fracture céramique
- Protocole radiographique innovant - Usure

JURY : - Président : Monsieur le Pr. J.P. ARNAUD.
- Juges : Monsieur le Pr. J.L. CHARISSOUX,
Monsieur le Pr. Ch. MABIT,
Monsieur le Pr. A. MAUBON,
Monsieur le Pr. D. MOULIES,
Monsieur le Dr. Th. CHARTIER,
- Invités : Monsieur le Dr. SETTON.

DATE DE SOUTENANCE : Vendredi 8 octobre 2004 à la Faculté de Médecine.