

**UNIVERSITE DE NANTES**

---

**FACULTE DE MEDECINE**

---

Année : 2019

N° 2019-201

**THESE**

Pour le

**DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE**

**D.E.S. CHIRURGIE GENERALE**

Par

Benjamin CHAPAT

Né le 5 Octobre 1988 à Ris-Orangis

---

Présentée et soutenue publiquement le 18 Octobre 2019

---

**EVALUATION IN VIVO DE L'USURE DU COUPLE DE FROTTEMENT  
CERAMIQUE D'ALUMINE/POLYETHYLENE HAUTEMENT RETICULE  
A UN REcul MINIMUM DE 10 ANS.**

---

Président : Monsieur le Professeur François GOUIN

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Kevin BRULEFERT

*« Le plaisir dans le métier met la perfection dans le travail. »*

**Aristote**

## SERMENT D'HIPPOCRATE

Au moment d'être admis à exercer la médecine, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité.

Mon premier souci sera de rétablir, de préserver ou de promouvoir la santé dans tous ses éléments, physiques et mentaux, individuels et sociaux.

Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans aucune discrimination selon leur état ou leurs convictions. J'interviendrai pour les protéger si elles sont affaiblies, vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité. Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l'humanité.

J'informerai les parents des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences.

Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des circonstances pour forcer les consciences.

Je donnerai mes soins à l'indigent et à quiconque me les demandera. Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis(e) dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me seront confiés. Reçu à l'intérieur des maisons, je respecterai les secrets des foyers et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs.

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

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

J'apporterai mon aide à mes confrères ainsi qu'à leurs familles dans l'adversité.

Que les hommes et mes confrères m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ; que je sois déshonoré et méprisé si j'y manque.

## REMERCIEMENTS

### AUX MEMBRES DU JURY

A Monsieur le Professeur François GOUIN, pour faire l'honneur de présider le jury de ma thèse. Votre culture et votre aisance chirurgicale font de vous un exemple. Vous êtes à l'origine de ce projet et m'avez accordé votre confiance pour le mener à bien. Soyez assuré de ma profonde reconnaissance et de mon profond respect.

A Monsieur le Docteur Kevin BRULEFERT, pour faire l'honneur de diriger ma thèse. M'accompagner tout au long de ce travail n'a pas été de tout repos. Seul un grand coach MPG comme toi pouvait tirer le meilleur de moi et m'amener à la « victoire ». Si j'ai pu acquérir un quelconque talent chirurgical durant mon internat, c'est en grande partie grâce à toi. Tu as su guider mes premiers gestes et me transmettre le goût pour la belle hanche. Kevin, soit assuré de ma profonde gratitude et de mon amitié.

A Monsieur le Professeur HUTEN, pour avoir accepté de faire partie de mon jury de thèse. Les quelques mois passés à vos côtés ont été riches d'enseignements. Votre connaissance encyclopédique de la chirurgie et votre talent chirurgical n'ont d'égal que la bienveillance envers les plus jeunes, dont vous faites preuve au quotidien. Soyez assuré de mon plus profond respect.

A Monsieur le Docteur WAAST, pour me faire l'honneur de juger mon travail. La sérénité et l'humilité qui te caractérisent sont une source d'inspiration. La réussite de ce travail ne t'est pas étrangère, beaucoup des patients présents dans cette étude ont pu bénéficier de tes bons soins et de tes grandes qualités chirurgicales. Sois assuré de ma plus profonde reconnaissance.

A Monsieur le Professeur NICH, pour avoir accepté de faire partie de mon jury de thèse. Je vous remercie de l'expertise et du regard pertinent que vous porterez à mon travail. Soyez assuré de mon plus profond respect.

## A MES MAITRES D'INTERNAT

A Monsieur le Docteur Guy PIETU, il est impossible de résumer le respect que j'ai pour toi en quelques lignes. Ta connaissance de la chirurgie traumatologique force l'admiration. Tes efforts pourtant perpétuels pour dissimuler ta profonde gentillesse seront toujours vains à mes yeux. Tu es une rock star de la chirurgie. En espadrille, qui mange des riz au lait et râle constamment mais une rock star quand même.

A Monsieur le Docteur Marc CAPPELLI, j'ai mis ton calme et ta patience, pourtant légendaires, à rude épreuve lorsque tu as essayé de m'enseigner l'arthroscopie d'épaule, un art (pas martial) que tu maîtrises à la perfection. J'ai beaucoup appris à tes côtés et t'en serai toujours reconnaissant.

A Monsieur le Docteur Guillaume GADBLED, j'ai beaucoup de respect pour ta quête constante de perfection. Tu as toujours été là pour me conseiller, m'apprendre et guider mon parcours. Sois assuré de mon amitié.

A Madame le Docteur Sophie TOUCHAIS, votre culture orthopédique et votre force de caractère sont exemplaires.

A Monsieur le Docteur DELECRIN, pour votre rigueur chirurgicale votre professionnalisme qui sont un modèle.

A Monsieur le Docteur Pierre Marie LONGIS, tu as été plus qu'un simple chef pour nous. Ta bonne humeur et ta joie de vivre ont toujours contribué au bon fonctionnement de notre équipe. Sois assuré de mon amitié.

A Monsieur le Professeur HAMEL, votre rigueur, votre aisance chirurgicale et votre connaissance parfaite de l'anatomie forcent l'admiration. Travailler à vos côtés fut un honneur.

A la grande famille du CHD La Roche Sur Yon, vous avez accompagné mes premiers pas de chirurgiens. Travailler avec vous fut un plaisir et un honneur.

A Messieurs les Docteurs et Professeurs LAMBOTTE, POLARD, ROPARS et THOMAZEAU du CHU Rennes, merci de m'avoir accueilli dans votre équipe et de m'avoir transmis votre savoir. Ce semestre à vos côtés fut enrichissant.

A messieurs les Docteurs ARDOUIN, GAINÉ et BELLEMERE et à toute l'équipe de l'Institut de la main, pour m'avoir fait découvrir votre spécialité. Ce que j'ai appris à vos côtés fera à coup sûr de moi un chirurgien plus complet.

## A MES CHEFS DE CLINIQUES/ASSISTANT

A Vincent CRENN, de co-interne à PH, tu as toujours été présent pour transmettre ton savoir et ton humanité, toujours accompagnée d'un bon mot.

A Laurent BAVEREL, je me souviendrai toujours de notre première rencontre, elle est à ton image. Ta personnalité hors norme, ton humour et ta gentillesse ont toujours été une source de motivation pour moi. Passer du temps à tes côtés sera toujours plaisir.

A Fabrice COLIN, Nicolas BOUGUENNEC, Thibault NOAILLES, Giovany PADIOLLEAU, Sylvain BRIAND, Kevin ANDRIEU, Mathieu BOISSARD, vous avez tous marqué, chacun à votre façon ces cinq années d'internat. Je vous en suis profondément reconnaissant.

## A MES COLLEGUES

A Yoann Varenne, le MVP de l'orthopédie Nantaise. De co-interne parfait tu as évolué vers un rôle de chef parfait. Tu n'en restes pas moins un véritable ami.

A Christophe Carlier, travailler au quotidien avec ses meilleurs amis est une chance incroyable que nous offre l'internat. Tu seras à toujours l'exception qui confirme la règle. Cordialement.

A Cécile Toanen, je n'oublierai jamais que tu as été la première à me prendre sous ton aile. Surement pour mieux me piétiner par la suite. J'aime à penser que notre relation est unique. Tu es un modèle dans notre travail et une amie en or.

A Yonis Quinette, une relation très Hip Hop. Avec qui d'autre pourrais-je mettre trois clous et faire un concert rap dans un bloc en l'espace d'une nuit. Tu me dois un vélo quand même.

A Arthur et Francois, de fidèles compagnons, les meilleurs soldats pour partir au front et les plus grands compétiteurs aux Flesselles.

A Mike et Karim, mon voisinou préféré et l'enfant du soleil, vous nous (les internes) avez apporté votre aide sans jamais rien attendre en retour. On vous en doit une belle. Chaque moment passé avec vous est un plaisir.

A Francois Zavier, désolé, malgré tous tes efforts cette thèse voit enfin le jour. Je saurais bien entendu te rendre la pareille le moment venu.

Aux jeunes loups de l'orthopédie, Ismaël, Jean, Jimmy, je serai bientôt votre chef, l'heure de la vengeance a sonné.

A tous mes co-internes, on est quand même une belle et grande famille, Guillaume, Alexis, LM PdGP, Henri, Lucie, My Van Chib, Marie, Marie, Aurore, Julien (le MVP du semestre), Florent, Cyrille, Thomas, David, Baptiste et tous les rennais.

A l'équipe soignante du PTMC, je vous considère presque comme des collègues. Vous m'avez fait vivre un véritable cauchemar à force de méchancetés non dissimulées et de harcèlement moral perpétuel. Merci à tous, et j'en veux plus particulièrement à Rugine, Mère Douille, la Gouge, Brinquin et Jul.

A l'équipe soignante du CCOT, et plus particulièrement au RCH est. Vous avez su m'apprivoiser et faire de moi votre marionnette corvéable à souhait. Mon refuge dans le rôle de Caliméro n'aura pas suffi. « J'suis à bout »

A toute l'équipe de la consultation, Maryse, Christian, Elodie, Emilie et tous les autres. Vous nous avez maternés pendant cinq et avez adouci ce rendez-vous hebdomadaire tant redouté qu'est la consultation.

## A MA FAMILLE

A Martine et Guy, mes parents, pour leur soutien inconditionnel. Dire que sans vous je n'en serai pas là ne suffira pas à faire oublier mes manquements. Je mesure chaque jour la chance que vous m'avez offert à travers votre éducation et les armes que vous m'avez transmises pour réussir. Merci.

A ma grande sœur, Bérengère, 31 ans que je suis arrivé dans tes pattes. Depuis, il t'a fallu faire preuve d'une bienveillance de tous les instants pour endurer ma personnalité. Ton parcours a été une source de motivation pour moi, plus jeune. Merci pour tout. Je te souhaite tout le bonheur et la réussite, aussi bien professionnelle que personnelle, dans ta nouvelle vie toulousaine.

A Christophe, mon parrain. Je sais que je pourrais toujours compter sur toi à n'importe quelle heure du jour et de la nuit. Sache que la réciproque est vraie.

Au reste de ma famille, Christiane, André, Fred, Yolande, Valentin, Claude. Vous n'êtes pas présents aujourd'hui mais je pense à vous.

## A MES AMIS

A Rémi, l'asymétrie et les traits grossiers de ton visage n'arrivent pas à dissimuler l'incroyable personnalité que j'ai découvert il y a maintenant 5 ans. Je me dis souvent que j'aurais pu être heureux dans n'importe quel coin de la France après l'externat. Mais je ne t'aurais jamais rencontré...

A Marine (ma meilleure ennemie), Lili (mon amitié la plus improbable), Boris (mon ami le plus solide), Hélène (qui a pris le parti de ne jamais transpirer), Lucas (le plus sensi), Mélo (qui m'a volé mon ami sensi), Ismaël (mon ami le plus parfait), je pourrai facilement écrire une thèse sur chacun d'entre vous et sur tous les bons moments passés à vos côtés. Je n'oublierai jamais votre présence dans les mauvais.

A Nico, tu me prouves tous les jours que les préjugés sur les Marseillais n'en sont pas.

A Max, ton incroyable capacité à ne jamais te remettre en questions nous promet encore de longs débats stériles mais savoureux.

A mes amis d'enfance, Alix et Vincent, 28 et 21 ans que nos chemins se sont croisés. Rien que ça.

A Erol, Gobain et Zoé, les deptsos, même si elles sont trop rares, chacune de nos réunions me rappellent que votre amitié est unique.

A mes internes d'anesthésies préférées, toutes premières ex-aequo, Gabrielle, Laurène, Esther, Cécile, Victoire (dans l'ordre de préférence).

A mes amis de la fac et du lycée Arthur, Victoria, Mathilde, Majou les bajoux, Anne So, Charlotte, Lucille, Koliane. Nos chemins ne se croisent plus aussi souvent qu'auparavant, pourtant les souvenirs sont indélébiles.

A Johanna, tu es entrée dans ma vie de façon aussi inattendue que fracassante. J'my attendais pas. Grâce à toi, le soleil renaît dans ma vie. 🎵🎵

A toutes mes rencontres Nantaises, Hélène, Louise, Marwan, Bernard, Loïc, Vanille, la mère Pajot, Barbara, Charles, Fouzia, Clément, Pascal, Tony, Sylvain et tous ceux que j'ai forcément oublié. Vous faites partie de mon histoire.

## TABLE DES MATIERES

SERMENT d'HIPPOCRATE .....	3
REMERCIEMENTS .....	4
ABREVIATIONS.....	11
LISTE FIGURES.....	12
LISTE DES TABLEAUX .....	14
INTRODUCTION .....	15
1. EPIDEMIOLOGIE.....	15
2. HISTORIQUE.....	16
2.1. LES PREMICES .....	16
2.2. LA REVOLUTION CHARNLEY.....	18
2.3. MCKEE ET FARRAR.....	19
2.4. LA CERAMIQUE .....	19
2.5. L'APPORT DES FRANCAIS .....	20
3. GENERALITES SUR LA TRIBOLOGIE .....	22
3.1. MODULARITE FEMORALE .....	22
3.2. MODULARITE ACETABULAIRE .....	23
4. ETAT DES LIEUX .....	23
4.1. METAL/PE .....	23
4.2. POLYETHYLENE HAUTEMENT RETICULE.....	25
4.3. METAL/METAL.....	29
4.4. ALUMINE/ALUMINE .....	30
5. FACTEURS LIMITANTS.....	33
5.1. L'USURE .....	33
5.2. RUPTURE DE MATERIEL.....	43
6. OBJECTIF .....	45
MATERIEL ET METHODES .....	46
1. TYPE D'ETUDE.....	46
2. CRITERES D'INCLUSION .....	46
3. CRITERES D'EXCLUSION .....	46
4. CONDITIONS TECHNIQUES .....	46
4.1. OPERATEURS .....	46
4.2. VOIES D'ABORD .....	47
4.3. IMPLANTS UTILISES .....	47
4.4. SUITES POST OPERATOIRES.....	48

5.	DONNEES DEMOGRAPHIQUES .....	49
5.1.	GENRE ET LATERALITE .....	49
5.2.	AGE ET ANTHROPOMETRIE .....	50
5.3.	ETIOLOGIES.....	51
5.4.	TERRAIN .....	51
6.	RECUEIL DES DONNEES.....	52
6.1.	LISTING DES PATIENTS.....	52
6.2.	INFORMATIONS CLINIQUES.....	52
6.3.	INFORMATIONS DONNEES AUX PATIENTS.....	53
7.	TRAITEMENT DES DONNEES.....	53
7.1.	EVALUATION CLINIQUE .....	53
7.2.	ANALYSE RADIOGRAPHIQUE .....	55
7.3.	ANALYSE STATISTIQUE .....	56
	RESULTATS.....	57
1.	GENERALITES .....	57
2.	SURVIE .....	57
2.1.	ANALYSE DE SURVIE .....	57
2.2.	COMPLICATIONS.....	58
2.3.	REPRISES CHIRURGICALES .....	59
3.	RESULTATS CLINIQUES A 10 ANS.....	59
3.1.	LE SCORE DE POSTEL MERLE D'AUBIGNE .....	59
3.2.	LE SCORE DE HARRIS.....	60
3.3.	ACTIVITE .....	60
3.4.	SCORE DE SATISFACTION.....	61
4.	RESULTATS RADIOGRAPHIQUES.....	61
4.1.	ANALYSE DE L'USURE .....	62
4.2.	ANALYSE DE L'USURE LINEAIRE MOYENNE PAR AN.....	64
4.3.	L'OSTEOLYSE PERIPROTHETIQUE .....	65
	DISCUSSION .....	66
	CONCLUSION .....	72
	BIBLIOGRAPHIE.....	74
	ANNEXE .....	87
	RESUME .....	94

---

## ABREVIATIONS

---

3D: 3 dimensions

AFFSAPS : Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé

Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>: Oxyde d'aluminium

AMC: Alumine Matrice Composite

ANAES: Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé

CHU: Centre Hospitalo Universitaire

cm: Centimètre

CoCr: Chrome-Cobalt

CPE: polyéthylène standard

EtO: Oxyde d'éthylène

g: gramme

IMC/BMI: Indice de masse corporelle en kg/m<sup>2</sup>

Kg: Kilogramme

LFA: Low Friction Arthroplasty

PMA: Score de Postel Merle d'Aubigné

PMMA: Poly Méthacrylate de Méthyle

HA: Hydroxyapatite

HHS: Score de Harris

HV: Dureté Vickers

HXLPE: Polyéthylène hautement réticulé

mm: millimètre

PE: polyéthylène

PTH: Prothèse totale de hanche

™: Symbole de marque

## LISTE FIGURES

Figure 1- Ostéotomie de Barton.....	16
Figure 2- Immobilisation dans la gouttière de Desault. ....	16
Figure 3- Prothèses de Wiles et Thompson.....	17
Figure 4-Arthoplastie de hanche- John Charnley. ....	18
Figure 5- Low friction arthroplasty. <sup>(16)</sup> .....	19
Figure 6- Prothèse de hanche en 1956. ....	19
Figure 7- Prothèse acrylique de Judet. <sup>(23)</sup> .....	20
Figure 8- Modularité fémorale. ....	21
Figure 9- Concept de double mobilité de Bousquet. <sup>(26)</sup> .....	21
Figure 10- Mécanisme de la double mobilité. <sup>(26)</sup> .....	22
Figure 11- Différents couples de frottements permis par la modularité fémorale.....	23
Figure 12- Prothèse de Charnley. <sup>(50)</sup> .....	24
Figure 13-Nombre de publications Pubmed sur le sujet "highly crosslinked polyethylene" depuis 1978. ..	25
Figure 14- Polyéthylène avant usinage. ....	26
Figure 15- Réticulation de la chaîne de polyéthylène au cours de l'irradiation .....	27
Figure 16- Polyéthylène après traitement thermique. ....	28
Figure 17- Le jeu articulaire (clearance). ....	34
Figure 18- Utilisation du logiciel Polyware. ....	36
Figure 19- Utilisation de la radiostéréométrie. <sup>(111)</sup> .....	37
Figure 20- Production de débris d'usure in vivo.....	38
Figure 21- Réaction biologique de l'ostéolyse. ....	42
Figure 22- Courbe de survie des prothèses de Charnley. <sup>(50)</sup> .....	43
Figure 23- Cotyles Allofit (Zimmer). ....	47
Figure 24- Tiges Avenir et PF (Zimmer). ....	48
Figure 25- Répartition des hommes et des femmes. ....	49
Figure 26- Répartition de la latéralité des hanches opérées. ....	50
Figure 27- Pyramide des âges.....	50
Figure 28- Répartitions des différentes étiologies. ....	51
Figure 29- Distribution du score ASA. ....	52
Figure 30- Zones de Gruen. <sup>(134)</sup> .....	56
Figure 31- Répartition des patients au dernier recul. ....	57
Figure 32- Courbe de survie pour l'évènement survie du couple de frottement toutes causes confondues. .....	58
Figure 33- Complications survenues. ....	59
Figure 34- Distribution du score de Devane à 10 ans. ....	61
Figure 35- Score de satisfaction à 10 ans. ....	61
Figure 36- Usure linéaire moyenne par an.....	62
Figure 37- Inclinaison de l'implant acétabulaire. ....	63
Figure 38- Antéverson de l'implant acétabulaire. ....	63

Figure 39- Usure linéaire moyenne en fonction de la taille de la tête fémorale. ....	64
Figure 40- Forest plot des études utilisant les couples CoCr/HXLPE (1ère partie) et céramique/HXLPE (2ème partie) à un recul minimum de 10 ans.(annexe 6) .....	68

## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1- Récapitulatif des différentes générations d'alumine .....	31
Tableau 2- Comparatif des études sur la céramique. <sup>(100)</sup> .....	32
Tableau 3- Récapitulatif des données démographiques de notre série. ....	49
Tableau 4- Tableau comparatif de notre série aux données du registre de la SOFCOT.....	71

# INTRODUCTION

L'arthroplastie totale de hanche est, à ce jour, une des interventions de chirurgie orthopédique les plus pratiquées chaque année en France. En 2010, le nombre de PTH en France est ainsi évalué à 147 513 par l'agence technique de l'information sur l'hospitalisation (ATIH), son taux de reprise de 11,17% (16 446 révisions).<sup>(1)</sup> La longue expérience concernant cette intervention en fait une opération sûre, coût-efficace avec d'excellents résultats cliniques et une disparition de la symptomatologie pré-opératoire dans plus de 95% des cas.<sup>(2)</sup> Cependant, un certain nombre de limites à son utilisation entraînent débats et contradictions poussant les chirurgiens et les chercheurs à de nouvelles améliorations.

## **1. EPIDEMIOLOGIE**

Les registres des pays nordiques notamment la Suède et la Norvège sont les mieux renseignés dans l'étude des survies des implants. Ainsi le taux de révision de PTH est en moyenne de 1% par an chez les patients de plus de 75 ans lors de la primo implantation alors que chez les patients de moins de 55 ans le taux de reprise est de 1,5% par an. La survie de la prothèse à 10 ans est par conséquent de l'ordre de 90% pour les sujets de plus de 75 ans et de 85% pour les sujets de moins de 55 ans à la pose.<sup>(3)</sup>

Cette différence est expliquée par l'activité physique plus importante des patients les plus jeunes qui sollicitent plus leur prothèse (1 million de cycles/an pour une personne sédentaire et environ 4 millions de cycles/an pour une personne active) ainsi que par une espérance de vie du patient qui est plus importante que celle de la prothèse à la pose. Le sexe est également considéré comme un facteur de risque de révision précoce.

Dans le registre suédois, sur les 278 248 PTH posées entre 1999 et 2017, 24 906 ont nécessité une reprise. La principale cause est le descellement aseptique (57.5%), puis vient la luxation et l'instabilité (13.6%), l'infection (13.5%), et les fractures périprothétiques (9.1%). L'âge moyen lors de la révision est de 71 ans, et concerne 52% d'hommes et 48% de femmes. Concernant les descellements aseptiques, dans 51.2% des cas il s'agit d'une révision bipolaire contre 8.1%, 34.7% et 17.1% respectivement dans l'infection, les fractures et l'instabilité.<sup>(3)</sup>

Il est prouvé que les comorbidités ainsi que les traitements médicamenteux peuvent interagir sur la survie de la prothèse.<sup>(4)</sup> De même, le design de la prothèse, la technique de pose, le mode d'ancrage sont également associées à un risque.

Du fait de son nombre grandissant d'implantation, l'arthroplastie totale de hanche de par son aspect médico économique est devenue un enjeu de santé publique.

Les coûts de prise en charge (en excluant le coût des dispositifs médicaux implantables (DMI)) ont été évalués à 8104,72 euros pour les patients avec comorbidités et 7529.19 euros pour les patients sans comorbidités associées.<sup>(5)</sup>

Le coût de reprise chirurgicale des PTH est 1,4 fois plus important pour les causes aseptiques et 3,6 fois plus importantes pour les reprises septiques. Les suites post opératoires sont également plus difficiles et plus longues.<sup>(6)</sup>

## 2. HISTORIQUE

### 2.1. LES PREMICES

La première idée de chirurgie de mobilisation sur hanche enraidie revient à John Barton (1796-1871) qui, en 1826 à Philadelphie, fut confronté à la gêne d'un marin dont la hanche était complètement ankylosée secondairement à une infection par la tuberculose. Il eut l'idée de créer une pseudarthrose dans la région sous-trochantérienne et réalisa une ostéotomie sous-trochantérienne sans anesthésie et en 7 minutes.<sup>(7,8)</sup>

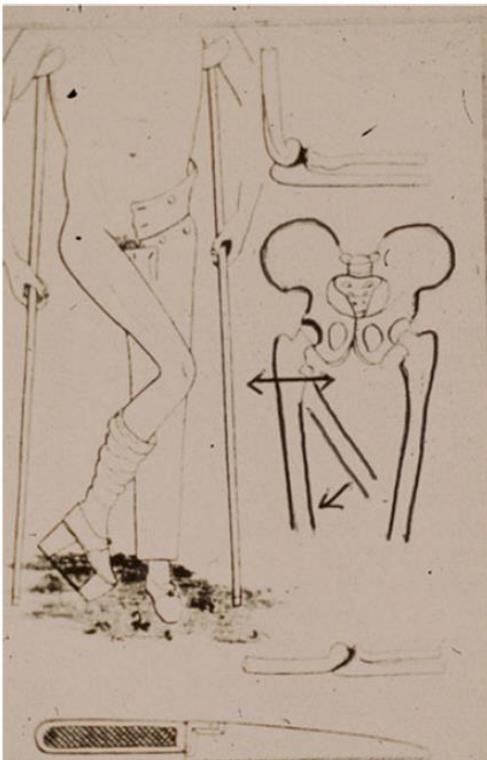


Figure 1- Ostéotomie de Barton.

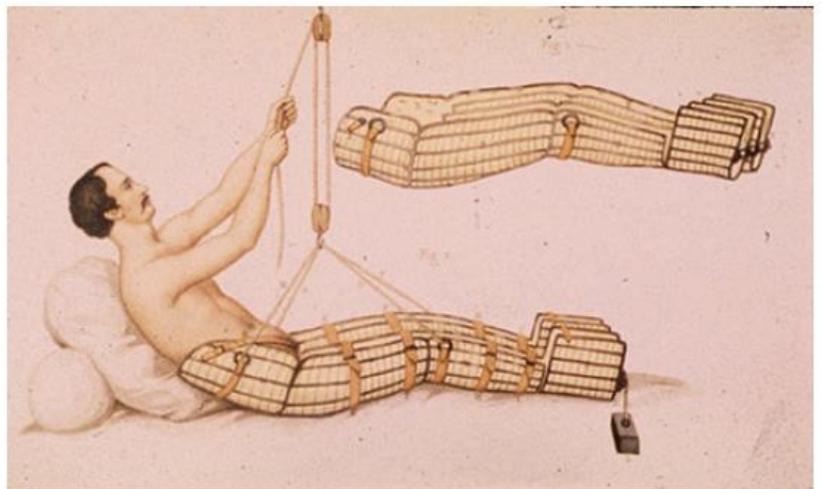


Figure 2- Immobilisation dans la gouttière de Desault.

Ce jeune patient fut ensuite immobilisé dans une gouttière de Desault et la plaie laissée ouverte. Après trois mois d'alternance d'immobilisation et de mobilisation temporaire, le résultat fut considéré comme satisfaisant. La hanche resta un peu mobile pendant six ans puis se ré-ankylosa en bonne position.

Ce concept évolua ensuite vers l'interposition de matériel entre les surfaces osseuses (argent, magnésium, zinc, celluloïde). En 1840, à New York, NY, USA, Carnochan interposa ainsi une pièce de bois. En 1860, Stanislas Verneuil(1823-95), un physicien et chirurgien français, élève de Jacques Lisfranc de St Martin (1790-1847) interposa lui les parties molles entre les deux versants de l'articulation.<sup>(9)</sup>

Cependant, c'est en 1890 que Themistocles Glück (1853-1947) réalisa ce qui se rapproche le plus de la description d'une arthroplastie de hanche. Il remplaça la tête fémorale par une bille d'ivoire.<sup>(10)</sup>

Après cette période de balbutiement, on peut considérer Marius Nygaard Smith Petersen comme l'inventeur de la prothèse totale de hanche. De 1923 à 1936, il conçoit des prothèses transitoires destinées à remodeler l'articulation pour produire du fibrocartilage. Il interpose d'abord une cupule en verre dans la hanche fabriquée à partir d'un modèle de tête fémorale en plâtre. C'est donc à cette période que commence la première fabrication industrielle des prothèses de hanche. Finalement, Smith Petersen change de matériau et propose le viscalloïde puis le celluloïde. En 1933, il emploie du Pyrex, ce qui crée moins de réaction à corps étranger. À partir de 1937, ses prothèses sont destinées à être implantées définitivement. Pour cela, il remplace le Pyrex par de la Bakélite et en 1938 il crée le premier modèle en vitallium qui marque un tournant dans l'histoire de la prothèse de hanche. C'est la première intervention qui donne 82% de bons résultats et 22,5% de ré-interventions.<sup>(11,12)</sup>

Le premier couple de frottement proposé est le couple métal/métal par Philip Wiles (1897-1967). L'ancrage diaphysaire centromédullaire des pièces fémorale apparaît en 1950.<sup>(13)</sup>

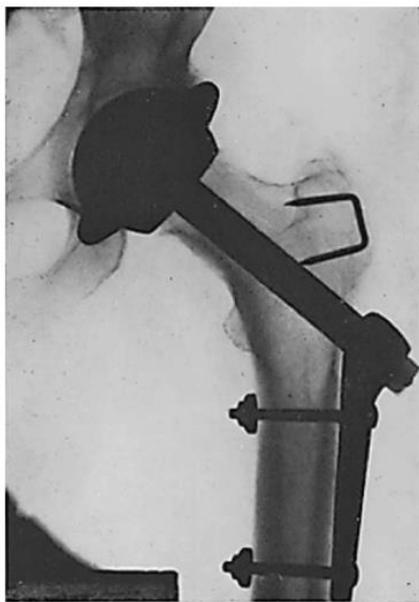


Fig. 561.—A ball-and-cup arthroplasty after 1 year. The stem is sliding outwards showing that the neck is being absorbed. (A posterolateral approach was used with a staple to re-attach the smaller gluteal muscles.)

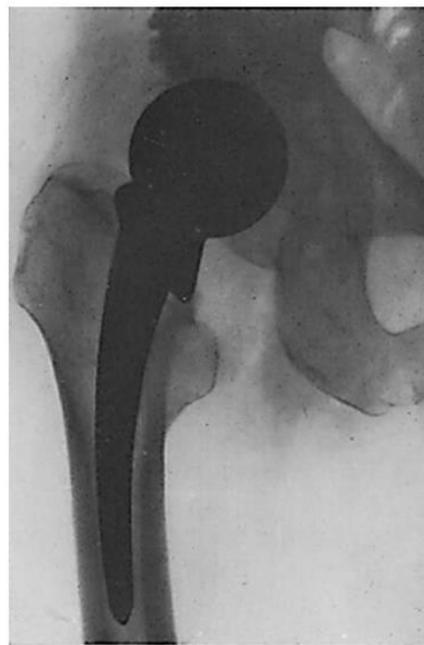


Fig. 562.—A Thompson prosthesis inserted in an attempt to *salve* a failed Judet type arthroplasty.

**Figure 3- Prothèses de Wiles et Thompson.**

## 2.2. LA REVOLUTION CHARNLEY

Après son échec du couple acier/téflon (Polytétrafluoroéthylène) en 1956, John Charnley (1911-82) fit entrer l'arthroplastie de hanche dans une nouvelle ère.<sup>(14,15)</sup> Il est alors à l'origine de plusieurs innovations.<sup>(16-18)</sup>

A partir de 1962, il introduit successivement :

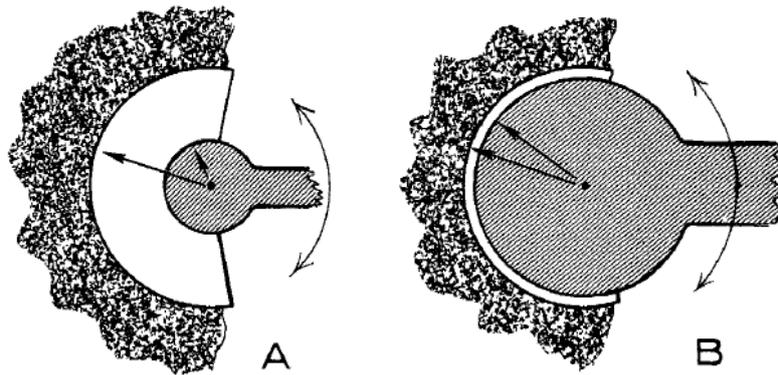
- le polyéthylène pour la pièce cotyloïdienne,
- la tête de 22,2 mm,
- la fixation par polyméthacrylate de méthyle (PMMA) pour la pièce fémorale,
- les différentes formes dans les prothèses totales de hanche,
- la notion de col long ou col court,
- la trochantérotomie pour la voie d'abord.



Figure 4-Arthroplastie de hanche- John Charnley.

Le concept de Low friction arthroplasty dont il est l'auteur est toujours d'actualité. Il s'inspire de plusieurs réflexions .<sup>(19)</sup>

- Ses études sur le modèle animal suggèrent que la quantité de liquide synovial n'est pas le principal paramètre concernant la lubrification. Il doit y avoir une affinité physico-chimique entre le lubrifiant et les matériaux utilisés dans le couple de frottement.
- Il utilise la cimentation comme mode de fixation au fémur. Elle a une bonne tenue primaire et résiste aux mouvements en torsion. Il lui reconnaît également une qualité d'étanchéité évitant les échanges entre l'articulation et la cavité centromédullaire, empêchant la diffusion du sepsis selon lui.
- Son travail avec des ingénieurs l'amène à utiliser une tête fémorale plus petite, qui a pour but de diminuer les forces de frottement et permet alors de diminuer les contraintes sur l'ancrage cotyloïdien.
- Après son échec du téflon, il intègre le polyéthylène dans son couple de frottement qui résiste mieux aux forces de cisaillement.



**Fig. 7—**Illustrating how rotation of the socket against the bone is less likely with a small head and thick socket than with a large head and thin socket as a result of differences in the moment of the frictional force as a result of differences in radii of the parts.

Figure 5- Low friction arthroplasty.(16)

### 2.3. MCKEE ET FARRAR

De manière concomitante, McKee et Farrar reprirent l'idée d'utiliser le couple métal/métal proposé par Wiles avant la seconde guerre mondiale.<sup>(20-22)</sup>

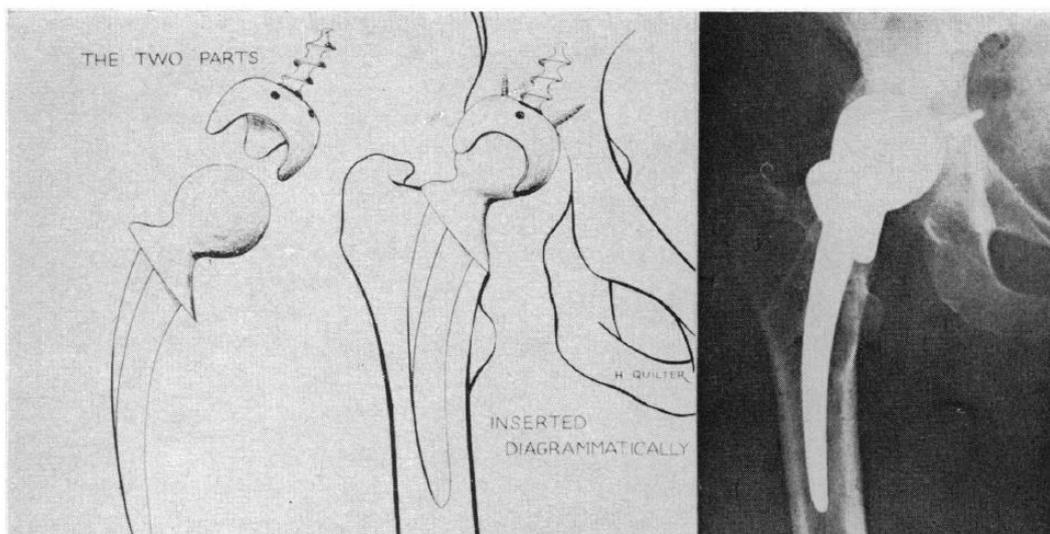


Figure 6- Prothèse de hanche en 1956.

D'autres chirurgiens testèrent des implants fémoraux mono bloc en chrome cobalt plus résistants à la fracture, potentiellement moins luxant pour des calibres de 32 mm (Muller 1970). Ce couple fit donc l'unanimité pendant près d'une décennie grâce à ses bons résultats fonctionnels, mais son utilisation répandue se retrouva confrontée à ses problèmes de descellements précoces.

### 2.4. LA CERAMIQUE

L'alumine, ou oxyde d'aluminium, est un matériau appartenant au groupe des céramiques. Il s'agit d'une terre cuite ayant subi une transformation physicochimique définitive par exposition à la chaleur. Elle est extraite de la coxite, minéral retrouvé à l'état naturel dans les mines de Baux de Provence. Elle a été isolée pour la première fois en 1754 par le chimiste allemand Margraff à partir de l'alun. C'est Louis Guyton de Morveau (1737-1816), qui baptisa « alumine » l'un des sulfates contenu dans l'alun.

En orthopédie, la céramique est apparue sous l'impulsion de Boutin en collaboration avec la société Ceraver en 1970. La prothèse développée était composée d'une tête fémorale et d'un insert en céramique d'alumine ( $Al_2O_3$ ). A la même époque Mittelmeier a la même approche en collaborant avec la société Feldmühle qui deviendra Ceramtec. La céramique de Zircon ( $ZrO_2$ ) a été introduite en 1985 en France et en 1989 aux Etats Unis. Pour des raisons techniques, la production de cette céramique a été abandonnée à partir de 2001.

## 2.5. L'APPORT DES FRANCAIS

En 1946, les frères Judet conçurent la première prothèse posée en nombre. Ils remplacèrent la tête fémorale ôtée par une sphère de même calibre en plexiglas (méthacrylate de méthyle) fixée sur une tige traversant le col fémoral. Les résultats cliniques immédiats étaient bons, mais le concept disparut rapidement en raison de descellements prématurés provoqués par les débris d'usure de l'acrylique en 1949.



Figure 7- Prothèse acrylique de Judet.<sup>(23)</sup>

La prothèse de Kerboull apparue à partir de 1972, est caractérisée par un angle d'inclinaison à  $180^\circ$ , une augmentation du calibre des tiges, une gamme de tailles plus étendues. La fidélité au concept de Low friction arthroplasty, le scellement bipolaire et le couple métal/PE ne sont pas remis en cause. La longévité de ces prothèses en a fait son succès, avec des séries publiées à plus de 35 ans.

La dernière partie du XXe siècle fut marquée par l'introduction du couple alumine/alumine rendu possible par la modularité fémorale avec Pierre Boutin (1924-89), de

prothèse sans ciment avec comme conception la repousse du tissu osseux sur le revêtement de l'implant prothétique et de la double mobilité, toutes trois innovations françaises.<sup>(24-26)</sup>

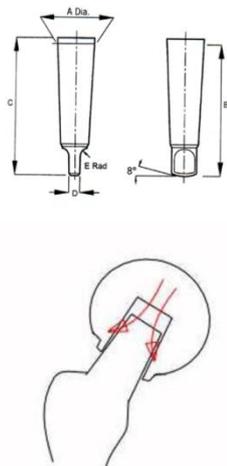


Figure 8- Modularité fémorale.

C'est en 1974, que Bousquet introduit le concept de double mobilité. Il souhaite alors associer les avantages de la prothèse de Charnley-Kerboull avec peu d'usure et de descellement grâce au petit diamètre de tête (22,2 mm) et ceux de la prothèse de McKee moins luxant grâce aux têtes de gros diamètres. (concept de « jump distance »)<sup>(26)</sup>



Figure 9- Concept de double mobilité de Bousquet.<sup>(26)</sup>

En 2003, apparait le concept de 3eme articulation dans la double mobilité.<sup>(27)</sup> Il est ainsi démontré que les cols dits « agressifs » entrent en conflit avec la périphérie de la cupule entraînant un risque accru de luxation intra-prothétique. Les laboratoires modifient alors les designs des implants pour le prendre en compte.

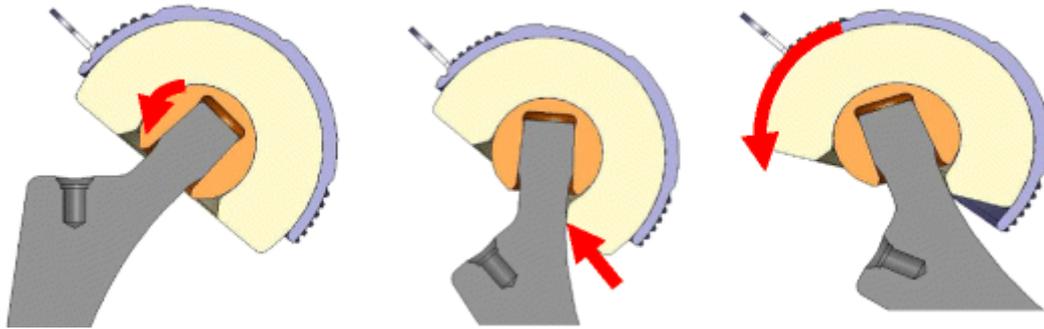


Figure 10- Mécanisme de la double mobilité.<sup>(26)</sup>

La période actuelle de la chirurgie prothétique repose sur cette expérience unique de développement de la tribologie qui a été permise pendant le XXe siècle.

### **3. GENERALITES SUR LA TRIBOLOGIE**

La tribologie provient du grec *Tribein* (frotter) et *Logos* (l'étude). Elle désigne l'étude des phénomènes susceptibles de se produire entre deux systèmes matériels en contact, immobiles ou animés de mouvements relatifs. Elle recouvre les domaines du frottement, de l'usure et de la lubrification.

Le frottement est une interaction qui s'oppose à la persistance du mouvement relatif entre deux systèmes au contact. Le frottement est associé à un coefficient défini par quatre paramètres qui conduisent au cœur des problèmes de tribologie:

- Nature des matériaux en contact.
- Rugosités des surfaces.
- Lubrification des surfaces.
- Température.

Un couple est une force qui a un mouvement circulaire défini par son moment, cela s'applique donc parfaitement aux articulations.

L'évolution des couples de frottement connut un grand essor suite à l'apparition du principe de modularité offrant la possibilité de sortir du concept métal/PE.

#### **3.1. MODULARITE FEMORALE**

La modularité fémorale consiste à assembler une tige fémorale métallique avec une bille de nature différente, notamment en céramique. Leur cohésion est alors rendue possible grâce à un cône morse. Ce concept permet donc de nouvelles combinaisons de couple de frottement, des réglages et des essais en peropératoire, le changement partiel de matériel lors de révision...

Le concept d'emboîtement apporté par le cône morse expose à de nouvelles pathologies décrites dès 1990 comme la corrosion chimique, l'usure aux micromouvements, le transfert physique de matières entre deux matériaux, l'adhésion...<sup>(28-33)</sup>



Metal on Polyethylene

Metal on Metal

Ceramic on Ceramic

Figure 11- Différents couples de frottements permis par la modularité fémorale.

### 3.2. MODULARITE ACETABULAIRE

La modularité acétabulaire est apparue au début des années 1980 pour éviter le recours à la fixation acétabulaire cimentée. L'usure de la convexité, initialement jugée trop importante<sup>(30,34-36)</sup>, fut alors améliorée par les concepteurs jusqu'à devenir négligeable.<sup>(37)</sup>

Les courbes de survie sur la même période ont montré une baisse significative de la longévité des implants en raison de la diminution de l'épaisseur du PE (souvent inférieur à 5 mm) et de l'augmentation des contraintes suite à la rigidification métallique.<sup>(30,33,38-41)</sup> Désormais un consensus pour une épaisseur du PE en frottement de plus de 8 mm est conseillé.

Suite à cela les grandes lignes de l'arthroplastie moderne sont tracées et d'autres combinaisons de friction sont analysées comme alumine/PE (Muller, 1975), Titane/PE, Zirconium/PE ou Chrome-Cobalt/Chrome-Cobalt (CoCr) de 2<sup>ème</sup> génération.<sup>(33)</sup>

Le couple de frottement dur/mou, métal/PE est toujours présent et ses courbes de survie en font le Gold Standard.<sup>(42)</sup>

## 4. ETAT DES LIEUX

### 4.1. METAL/PE

Le couple Métal/PE est le couple de frottement le plus utilisé. C'est donc le plus étudié et le mieux connu depuis 1962.

Concernant les propriétés mécaniques, tribologiques et biologiques, le PE subit trois types d'usure :

- L'adhérence
- La fatigue
- L'abrasion

L'usure linéaire annuelle moyenne est classiquement chiffrée à 0,1 mm, mais celle-ci est très variable en fonction de nombreux paramètres.<sup>(43)</sup> Les facteurs extrinsèques liés aux malades tels que l'activité, l'âge du patient et/ou liées à l'implant tels que le diamètre, la nature de la tête en regard, l'épaisseur et le mode de fixation sont les principaux facteurs responsables de l'usure du PE. A un moindre degré, les facteurs intrinsèques (caractéristiques du PE) comme le poids moléculaire, la cristallinité, le mode de fabrication et de stérilisation influent sur l'usure du PE.<sup>(44)</sup>

Les débris d'usure ont des caractéristiques très différentes selon leur mode de production. Leur taille varie de 0,1 à 10  $\mu\text{m}$ . Ceux dont la taille est comprise entre 0,3 et 10  $\mu\text{m}$  sont les plus toxiques localement.<sup>(45)</sup> Ils entraînent, par l'intermédiaire d'une activation macrophagique, une ostéolyse variable. Outre la taille, il existe un effet dose et concentration.

La Low friction arthroplasty (couple acier/PE en diamètre 22,2 mm cimentée) de John Charnley est le Gold Standard avec comme chiffre de référence : 92,1% de survie à 10 ans.<sup>(46)</sup>

C'est le couple où le recul clinique est le plus long. Les taux de survie sont de 85% à 20 ans<sup>(47,48)</sup> et de 78% à 35 ans.<sup>(49)</sup>

Cependant, ce couple de frottement reste controversé chez le sujet jeune et actif puisqu'il existe une perte de survie de 1% par an<sup>(47)</sup>.



Figure 12- Prothèse de Charnley.<sup>(50)</sup>

Le registre suédois fait, lui, état d'une survie de 80% à 10 ans chez les patients de moins de 55 ans.<sup>(51)</sup>

Il est aujourd'hui établi qu'il existe un risque de reprise pour descellement aseptique majorées en cas d'usure > 0,1 mm par an durant les premières années.<sup>(52)</sup>

## 4.2. POLYETHYLENE HAUTEMENT RETICULE

### 4.2.1. Historique

Les premières études sur les polyéthylènes hautement réticulés (HXLPE) sont réalisées dès les années 1970<sup>(53)</sup> sous l'impulsion de Oonishi au Japon<sup>(54)</sup>, Grobbelaar en Afrique du Sud<sup>(55)</sup> et Wroblewski en Angleterre<sup>(56)</sup>. Leurs travaux s'intéressent à la réticulation du polyéthylène pour répondre à la question de l'usure des matériaux.

Leurs différentes études montrent une corrélation entre la dose d'irradiation et l'usure du polyéthylène. Ils rapportent des taux d'usure jusqu'à 10 fois moins important comparé au polyéthylène standard<sup>(57,58)</sup>.

Ces travaux exposés à de multiples biais ont cependant été le socle des études réalisées depuis sur le polyéthylène hautement réticulé (HXLPE).

C'est depuis les années 1990, avec de nouvelles méthodes de fabrications et notamment depuis 1999 (date de la mise sur le marché orthopédique) que l'utilisation du HXLPE de première génération, a réellement débuté et que la littérature s'est enrichie.<sup>(53)</sup>

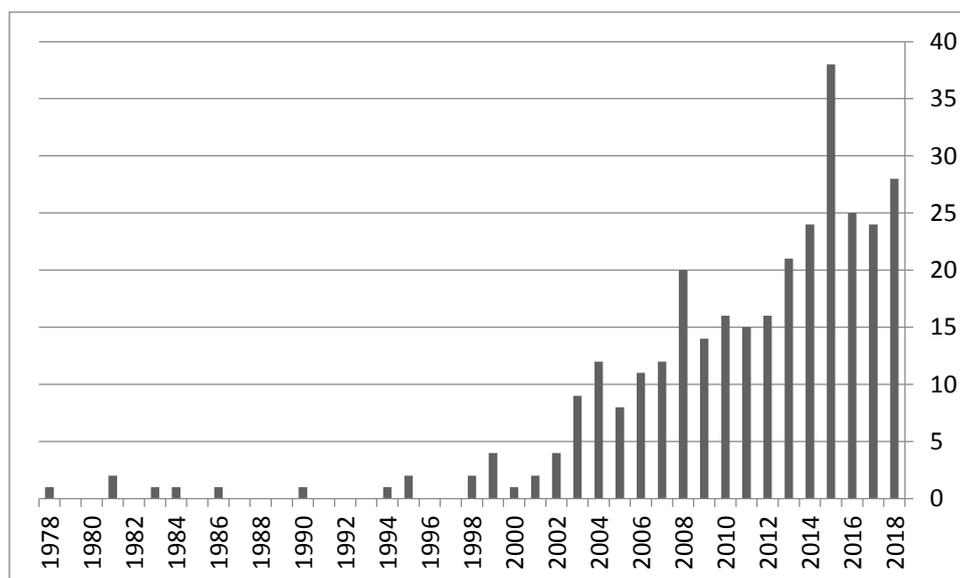


Figure 13-Nombre de publications Pubmed sur le sujet "highly crosslinked polyethylene" depuis 1978.

#### 4.2.2. Principe biophysique

La stérilisation du polyéthylène peut être effectuée par irradiation de rayonnement gamma, par traitement de surface à l'oxyde d'éthylène (EtO) ou par utilisation de gaz plasma.

Ces deux dernières méthodes ont pour avantage de n'entraîner aucune modification structurelle du matériau et donc aucune modification des propriétés mécaniques ni risque de dégradation oxydative. A contrario, le rayonnement gamma est à l'origine d'une scission des chaînes macromoléculaires qui peuvent interagir selon trois modes:

- Recombinaison: Reformation de la chaîne rompue n'entraînant aucune conséquence.
- Réticulation : Interaction avec une autre chaîne à l'origine d'une augmentation de la cohésion des chaînes du matériau et donc une augmentation de la résistance à l'usure
- Formation de radicaux libres : à l'origine d'une oxydation du matériau<sup>(59)</sup> altérant ainsi ses performances par réduction du poids moléculaire, augmentation de la cristallinité, augmentation du module d'élasticité, augmentation de la contrainte élastique, diminution de la contrainte à la rupture, réduction de la déformation à la rupture et réduction de la limite en fatigue (résistance à décharge répétée) aboutissant à une diminution de la résistance à l'usure.

Au fil du temps la stérilisation gamma en milieu dépourvu d'oxygène (sous vide ou gaz inertes) a pris la place de la stérilisation gamma à l'air pour répondre à la problématique de l'oxydation.<sup>(53)</sup>

#### 4.2.3. Méthode de fabrication

Les implants en HXLPE actuels sont préparés selon un procédé d'extrusion (résine comprimé à chaud sous forme de barre) ou de compression (résine comprimé à chaud sous forme de plaques) à partir de GUR 1050, correspondant à un polyéthylène de très haut poids moléculaire.

Les étapes de fabrication sont communes à l'ensemble des produits sur les séquences suivantes : Réticulations obtenues par irradiation, traitement thermique, stérilisation finale du matériau.<sup>(60-66)</sup>



Figure 14- Polyéthylène avant usinage.

Elles diffèrent cependant d'un fabricant à l'autre, notamment par la dose et le mode d'irradiation, le type de traitement thermique post irradiation et le mode de stérilisation finale.

#### Irradiation :

L'irradiation initiale est réalisée par rayonnement gamma la plupart du temps et plus rarement par faisceau d'électrons en milieu dépourvu d'oxygène. Dans le HXLPE, la dose d'irradiation est strictement supérieure à 5 Mrads. Le degré de réticulation est d'autant plus important que la dose appliquée est élevée. Cependant, quelle que soit la dose utilisée, la persistance de radicaux libres implique un risque de dégradation oxydative secondaire à partir de l'oxygène dissous. Pour cette raison, un traitement thermique post-irradiation est appliqué de façon à stabiliser ces radicaux libres.

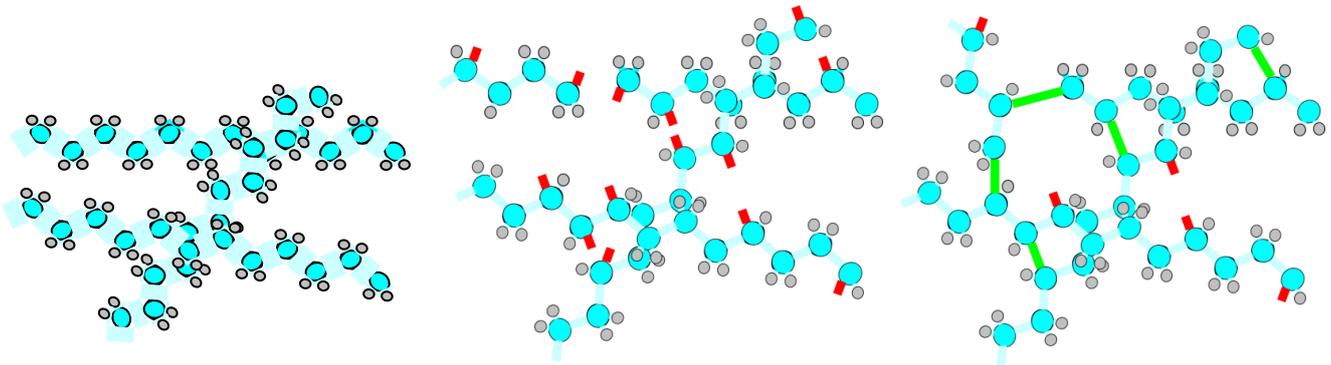


Figure 15- Réticulation de la chaîne de polyéthylène au cours de l'irradiation

#### Traitement thermique post-irradiation :

Le traitement thermique post-irradiation aboutit à deux conformations : recuit ou refonte.<sup>(67)</sup>

##### Recuit:

Le recuit est obtenu en soumettant le matériau à une température inférieure à son point de fusion (< 150 °C).

Le recuit ne permet pas une élimination optimale des radicaux libres. Il est inférieur à la refonte sur ce point mais supérieur concernant la réduction de la cristallinité. La persistance des radicaux libres expose le polyéthylène à un risque de dégradation oxydative secondaire.

##### Refonte:

La technique de refonte est obtenue en soumettant le matériau à une température au-delà de son point de fusion (> 150 °C), à l'origine du passage d'une structure partiellement cristalline à une structure solide complètement amorphe. La refonte du matériau aboutit à une diminution de la cristallinité du polyéthylène.

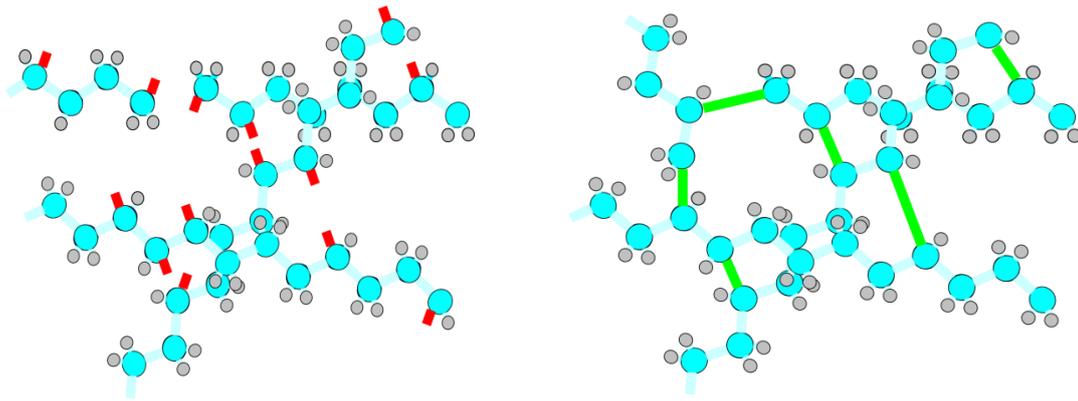


Figure 16- Polyéthylène après traitement thermique.

#### Stérilisation finale :

La stérilisation finale est obtenue par traitement de surfaces utilisant soit l'EtO, soit le gaz plasma. Malgré tout, une stérilisation par irradiation gamma sous azote ( $\gamma$  N<sub>2</sub>) est parfois réalisée, avec toujours le risque de création de radicaux libres qui y est associé.

#### **4.2.4. Propriétés in vitro**

Le nombre d'étapes dans le processus de fabrication et leurs différences font que les HXLPE fabriqués ne présentent pas les mêmes propriétés tribologiques d'une marque à l'autre.

La valeur seuil de 5 Mrads d'irradiation engendre une réduction de l'usure de l'ordre de 90% par rapport au polyéthylène standard.

Cette usure reste dépendante :

- du diamètre de la tête fémorale : il existe une réduction significative de l'usure du HXLPE pour chaque diamètre comparé au polyéthylène standard <sup>(68)</sup>, mais les plus grandes têtes restent associées à une usure accentuée. <sup>(69)</sup>
- des conditions sévères d'usure
- des méthodes de fabrication : notamment la dose d'irradiation. Plus la dose d'irradiation est élevée, plus la résistance à l'usure est augmentée.

Selon certains auteurs le nombre de particules serait supérieur et leur taille plus petite, ce qui ferait un volume inférieur de particules relarguées dans l'articulation par rapport au polyéthylène standard. Leur pouvoir ostéolytique d'activation des macrophages serait également plus important selon certaines études. <sup>(70,71)</sup>

#### **4.2.5. Propriétés mécaniques**

La plupart des propriétés mécaniques du matériau sont réduites de façon notable lorsque la dose d'irradiation dépasse 5 Mrads, notamment la résistance à la propagation de fissure et la contrainte à la rupture. <sup>(61,72-75)</sup>

#### **4.2.6. Résultats in vivo**

Les principales études cliniques contrôlées, concernant les HXLPE de première génération utilisaient comme critère la mesure de la pénétration de la tête fémorale. Celle-ci a pu surestimer l'usure constatée car elle dépend de trois paramètres, à savoir ; l'usure, le rodage et le fluage.<sup>(76,77)</sup> Pendant les deux premiers millions de cycle, le rodage et le fluage sont prépondérants et sont responsables d'une déformation de l'insert. Cela entraîne une mauvaise interprétation de l'usure réelle.

On note cependant que tous les polyéthylènes hautement réticulés utilisés présentaient des taux d'usure linéaire < 0,1 mm par an (la plupart < 0,05mm/an, annexe 4 et 5), ce qui est la limite admise au-delà de laquelle l'ostéolyse périprothétique apparaît.

La principale limite des HXLPE demeure la dégradation oxydative. Depuis peu certains fabricants proposent des HXLPE de seconde génération avec adjonction de vitamine E connue pour ses propriétés anti oxydantes. Des études apparaissent alors dans la littérature concernant ce matériau. Les résultats intermédiaires sont à confirmer.

### **4.3. METAL/METAL**

#### **4.3.1. Généralités**

Les prothèses de hanches métal/métal de 2<sup>ème</sup> génération datent de la fin des années 1980, et font suite à deux constatations :

- Un faible taux d'usure à 20 ans de recul des prothèses de Mackee<sup>(78-80)</sup> ayant résisté aux importants descellements aseptiques initiaux qui avaient condamné ce couple de frottement dans les années 1970.
- La nécessité d'une alternative au couple métal/PE. En effet, des descellements aseptiques commencent à être mis en évidence notamment chez les sujets jeunes<sup>(33,47)</sup>. En 1974 Harris associait les descellements à l'ostéolyse péri prothétique et en éclaircissait le mécanisme par l'intermédiaire des particules d'usure de PE<sup>(81-83)</sup>.

Plusieurs améliorations ont donc été réalisées<sup>(84)</sup>:

- Les matériaux : Majoration de la concentration en carbone et diminution de la taille des carbures.
- L'usinage : L'alliage de chrome cobalt forgé remplace l'alliage coulé (homogénéisation de la surface) et optimisation du jeu articulaire favorisant la lubrification.
- Diamètre de tête de 28 mm

#### **4.3.2. Propriétés mécaniques, tribologiques et biologique**

L'analyse des explants faite par Rieker et Sieber<sup>(85,86)</sup> montre une variation du taux d'usure dans le temps, avec notamment une phase de rodage de l'ordre de deux ans au cours desquelles elle est de 25 µm. Le nombre de particules métalliques est 600 fois plus élevé ( $10^{15}$ / an) que le nombre de particules de PE relarguées annuellement par un couple métal/PE selon Amsutz et al<sup>(87)</sup>. Elles ont une taille moyenne de 0,08 µm ce qui leur confère

un très faible potentiel d'activation macrophagique. La valeur critique minimale est de 0,3  $\mu\text{m}$ .<sup>(45)</sup>

L'usure linéaire moyenne est de 5  $\mu\text{m}/\text{an}$  pour le couple métal/métal de type Metasul (Zimmer)<sup>(79)</sup>.

Toutes les études rapportent une élévation significative des concentrations sanguines et urinaires d'ions chrome et cobalt chez les patients porteur d'une PTH à couple de frottement métal/métal, corrélée au niveau d'activité. Leurs conséquences à long terme restent inconnues. Les méta-analyses n'ont cependant pas retrouvé de relation entre l'incidence des cancers et le relargage des lésions cobalt chrome.

La question du passage de la barrière placentaire n'est pas résolue puisque les deux principales études réalisées retrouvent des résultats contradictoires.<sup>(88,89)</sup>

La toxicité locale liée à des problèmes immuno-allergiques aux métaux lourds est reconnue. Des études par des tests cutanés ont alors été débutées.

### **4.3.3. Expériences cliniques**

Delaunay<sup>(90)</sup> montre une survie de 97,9% à 10 ans pour l'événement « révision quelle qu'en soit l'étiologie ». Elle est même de 100%<sup>(78)</sup> concernant l'événement « révisions pour descellement aseptique » à 10 ans.

Ces résultats sont aussi observés chez les patients de moins de 50 ans à sept ans et huit ans de recul pour Kim<sup>(79)</sup> et Migaud<sup>(90)</sup>.

Certaines conditions sont cependant nécessaires pour obtenir de tels résultats :

- Tête prothétique sans jupe.
  - Haute concentration en carbone.
  - Fixation acétabulaire non cimentée
- Utilisations de têtes fémorales  $\leq 32\text{mm}$  avec suivi clinique et radiologique spécifique (têtes de 36 mm interdites).<sup>(91)</sup>

Le resurfaçage doit quant à lui être réservé à des patients jeunes et actifs et doit se faire dans des centres de références ayant l'expérience nécessaire.

## **4.4. ALUMINE/ALUMINE**

### **4.4.1. Généralités**

Le couple alumine/alumine a été initié en orthopédie en 1970 par le Docteur Boutin.<sup>(24)</sup> Dès lors, les céramiques d'alumine n'ont cessé de s'améliorer par des procédés de fabrication de mieux en mieux maîtrisés ainsi que dans leur méthode d'utilisation.

### **4.4.2. Propriétés mécaniques, tribologiques et biologiques**

L'usure linéaire annuelle moyenne est de 0,025 à 5  $\mu\text{m}$ .<sup>(92-94)</sup> Elle a été étudiée à partir des explants<sup>(93-95)</sup> car il est impossible de visualiser sur des radiographies standard l'interligne prothétique de deux composants radio-opaques. L'usure se majore brutalement en cas de descellement<sup>(96)</sup>.

L'oxyde d'alumine jouit de propriétés biophysiques intéressantes pour l'arthroplastie de hanche :

- Monophasique : à température ambiante l'alumine présente une grande stabilité thermodynamique. Les conditions de température, de pression, d'humidité ou de vieillissement ne modifient pas sa structure.
- Biocompatibilité : aucune cytotoxicité de l'alumine n'a été démontrée quelle que soit la taille des particules.
- Résistance à l'usure : la dureté de l'alumine est supérieure à la majorité des matériaux, ce qui empêche toute usure à troisième corps.
- Mouillabilité : le caractère hautement ionique de ce matériau crée une charge résiduelle à sa surface qui aura pour effet d'attirer les molécules polarisées comme les molécules d' $\text{H}_2\text{O}$ .
- Conductivité thermique : elle est meilleure que pour le CoCr, ce qui facilite la transmission de chaleur.

Le couple céramique/céramique est désormais majoritairement constitué d'alumine. La céramique de zircon a peu à peu été abandonnée depuis 2001 à cause de problèmes de rupture<sup>(97)</sup>. Ce couple évolue depuis bientôt 45 ans avec trois générations successives. Aujourd'hui, c'est l'alumine matrice composite (AMC) qui est utilisée.<sup>(92)</sup>

**Tableau 1- Récapitulatif des différentes générations d'alumine**

	<b>1<sup>ère</sup> génération</b>	<b>2<sup>ème</sup> génération</b>	<b>3<sup>ème</sup> génération</b>
<b>Densité (<math>\text{g}/\text{cm}^3</math>)</b>	3,94	3,96	3,98
<b>Taille des grains (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<4,5	<3,2	<1,8
<b>Dureté (HV)</b>	1800	2000	2400
<b>Résistance en flexion</b>	400	500	580

L'atout majeur de la céramique d'alumine est sa biocompatibilité.

Sa bio-inertie résulte de la taille des particules d'usure (de 0,5 à 3  $\mu\text{m}$ )<sup>(98)</sup> et de leur nombre 22 fois moins important que pour le couple métal/PE.<sup>(99)</sup>

#### **4.4.3. Expériences cliniques**

Tableau 2- Comparatif des études sur la céramique. <sup>(100)</sup>

AUTEUR	ANNÉE	NIVEAU DE PREUVE	RECU (MOYEN(ANS))	NOMBRE DE HANCHES	RECU	AGE MOYEN	SURVIE
Lewis [89]	2009	Ib	8	30	97-99	41,9	
Capello [26]	2008	Ib	8	380	96-98	53	95,9 %
Venditoli [130]	2007	Ib	6,5	71	96-01	54,9	
Murphy [103]	2006	Ib	4,3	174	97-03	49,9	96 %
D'Antonio [27]	2005	Ib	5	222	96-	53,5	94,1
Min [100]	2007	Ila	3,1	179	00-05	39	
D'Antonio [34]	2005	Ila	4,2	209	99-	52	98 %
Poilbout [114]	2007	Ib	5	35	98-00		
Greene [58]	2009	IV	4,2	97		52,6	
Iwakiri [79]	2008	IV	8	82	98-00	63	90,7 % à 6,8 ans
Garcia-Cimbrela [53]	2008	IV	4,7	319	99-03	52,7	97 %
Lusty [92]	2007	IV	6,5	301	97-99	58	96 %
Hasegawa [73]	2006	IV	5,8	35	99-00	63	99 % pour DA
Yoo [139]	2005	IV	5,6	93	97-98	41	83 % à 6 ans
							99 %
Nizard [106]	2008	IV	6,9	132	79-04	23	82,1 % à 10 ans 72,4 % à 15 ans
Rousseau [122]	2004	IV	11	104	79-83	58	62,8 % à 20 ans 52,7 % pour DA
Bizot [11]	2004	IV	8	71	90-92	46	93,7 %
Nich [105]	2003	IV	16	52	78-90	41	84,5 % à 10 ans 65 % à 16 ans
Hannadouché [63]	2002	IV	20	118	79-80	62,2	85,6 % cotyle sans ciment 61,2 % cotyle cimenté
Fencollosa [51]	2000	IV	9,3 ciment 2,5 sans ciment	94	81-97	38,1	80 % à 14,7 ans ciment 95,7 % à 2,5 ans sans ciment
Garrino [55]	2000	Ib	1,8	333	97-98		
Bizot [12]	2000	IV	7,7	128	78-94	32,3	83,9 % à 10 ans 80,1 % à 15 ans
Hannadouché [64]	1999	IV	6	62	82-90	49,6	91,3 %
Huo [76]	1996	IV	6,2	28	86-89	36,5	
Garcia-Cimbrela [54]	1996	IV	12,3	83	78-84	47	82 %
Boehler [14]	1994	IV	11,6	67	76-79	63,8	
Nizard [107]	1992	IV	10	187	77-79	64,8	82,5 %
Winter [136]	1992	IV	12,2	100	74-79		
O'Leary [109]	1988	IV	3,1	69	82-83	52,4	64,1 %
Boutin [21]	1988	IV	4,5	560	77-85	64,5	88 % à 7 ans
Boutin [20]	1981	IV		791	70-77		
Boutin [19]	1972	III	0,6	414	77-80		
				200	70-71		

A l'étude de cette revue de littérature faite dans le service en 2010, nous pouvons distinguer deux périodes : <sup>(100)</sup>

- Les alumines de 1<sup>ère</sup> et 2<sup>ème</sup> génération (avant 1995) :
  - o Résultats décevants : 64% de survie à trois ans de recul chez Mittelmeier
  - o Long recul : 15 et 16 ans pour Bizot et Nich<sup>(101)</sup>, 20 ans pour Hammadouche et Rousseau
  - o Nombreux échecs : Descellement aseptique et rupture d'implant : 25% de révision dont un tiers de fracture de tête fémorale et 50% de descellement acétabulaire à 12 ans de recul dans la série de Lindenhof
  - o Faible niveau de preuve selon les critères de l'ANAES (agence nationale d'accréditation et d'évaluation santé) avec des études rétrospectives de niveau quatre.
- Les alumines de 3<sup>ème</sup> génération (après 1995) :
  - o Bons résultats : 96% de survie à huit ans de recul pour Capello et 99% à cinq ans pour Yoo.
  - o Recul plus faible
  - o Niveau de preuves hétérogènes: Au moins cinq études prospectives randomisées de niveau 1B.

## **5. FACTEURS LIMITANTS**

### **5.1. L'USURE**

#### **5.1.1. Généralités**

Tout frottement entre deux matériaux implique une usure. Celle-ci est sous l'influence de nombreux facteurs, les uns conceptuels (design de l'implant, matériau, tribologie) et les autres humains (patient, technique opératoire et stabilité). Les conditions mécaniques responsables d'une éventuelle usure permettent d'en identifier plusieurs modes selon les couples utilisés.<sup>(85)</sup>

Il existe cinq types d'usure dont trois qui sont retrouvés dans toutes les prothèses<sup>(37,44)</sup> :

- Par adhérence : Il s'agit de la friction normale de deux matériaux en frottement l'un sur l'autre
- Par abrasion : (État de surface) Elle correspond à des irrégularités de la tête, créant un sillon en regard, sur le polyéthylène.
- L'usure à trois composants, liée à la pénétration dans l'interligne articulaire d'un corps étranger qui entraîne une usure rapide du polyéthylène par abrasion et par adhérence (rayure de la tête).
- La corrosion du polyéthylène, notamment par son oxydation qui réduit son poids moléculaire
- Par fatigue : Il s'agit des prothèses où les contraintes sont élevées comme celles où le polyéthylène est interposé entre deux éléments métalliques rigides : la tête fémorale et une cupule blindée (metalback). C'est le cas de la plupart des cupules sans ciment. Elles exposent donc le polyéthylène à une usure par fatigue, et d'autant plus que l'insert est plus mince.

Ainsi, on voit que l'usure du polyéthylène relève d'au moins deux facteurs<sup>(44)</sup> :

- Des facteurs intrinsèques, qui dépendent de ses caractéristiques propres, par exemple son poids moléculaire ou sa réticulation, qui interviennent sur l'usure par adhérence ou par fatigue
- Des facteurs extrinsèques, qui dépendent du design de la prothèse (géométrie, nature des surfaces) et de l'orientation de la pièce acétabulaire.

### 5.1.2. Facteurs d'usure

Plusieurs facteurs d'usure sont reconnus :<sup>(33)</sup>

- le mode de fixation des implants : les particules de baryum de zirconie contenues dans le polyméthyle-metacrylate (PMMA) peuvent représenter un agent de détérioration in vivo de surface des têtes (Sieber<sup>(85,102)</sup>) si le ciment vient à se fragmenter. La fixation sans ciment ne met pas à l'abri d'un troisième, issu du revêtement de surface, dans la friction<sup>(102)</sup>.
- Calibre des billes: L'usure volumétrique est proportionnelle à la surface de frottement. L'usure est moins importante pour des têtes fémorales de plus petit diamètre. C'est avec le calibre 32 mm que l'usure volumétrique est la plus élevée et le taux de révision des implants cotyloïdiens multipliés par trois<sup>(68)</sup>.
- Etat de surface des billes : La surface des têtes fémorales doit être la plus lisse possible. Elle peut être altérée par interposition d'un troisième corps. Langlais a montré qu'une rayure de 0,2 µm d'une tête métallique pouvait multiplier par six l'usure du PE<sup>(37)</sup>. C'est dans ce sens qu'ont été introduites les billes en céramique.
- Le jeu articulaire prothétique : Le jeu articulaire (clearance en anglais) assure la lubrification de la friction par le liquide synovial. Ses effets néfastes sont majoritairement retrouvés pour les couples dur/dur et sont responsables de frictions intenses, de blocages à l'origine de métallose et/ou de descellement acétabulaire. Le fluage et le rodage du PE dans les couples dur/mou en font un facteur négligeable.

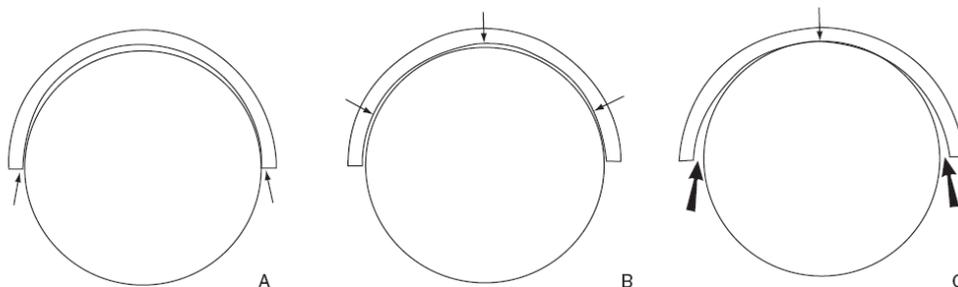


Figure 17- Le jeu articulaire (clearance).

### Facteurs liés au patient :

Les facteurs pertinents ressortant de la littérature sont le sexe masculin et le niveau d'activité bien avant le poids et l'âge.<sup>(103)</sup>

#### **5.1.3. Méthodes de mesure**

Mesurer l'usure directe est le meilleur moyen d'évaluer la résistance d'un couple de frottement et sa longévité.

Il existe trois façons de le faire :

- In vitro : Les tests tribologiques

Ces tests sont un prérequis indispensable à toute application humaine d'un couple de frottement.

Ils se font grâce à des simulateurs spéciaux reproduisant les mouvements de la hanche au cours de la marche et les charges alternatives auxquelles elle est soumise afin de se rapprocher des conditions du réel. (Température, vitesse, cycle de la marche, lubrification...) Ce modèle a cependant ses limites, avec les difficultés du simulateur à reproduire le cycle de la marche et la prise en compte de l'activité des patients.

- In vivo :
  - o Radiographique

Il existe deux grandes méthodes : Les méthodes informatisées utilisant un logiciel de mesure d'usure ou la méthode par analyse radiostéréométriques (RSA).

Ces techniques doivent être précises et reproductibles. La pénétration est une notion différente de l'usure car cette dernière englobe trois paramètres à savoir : l'usure vraie du polyéthylène, le rodage (période initiale de conformation des surfaces) et le fluage (déformation plastique du matériau). Le rodage et le fluage sont des phénomènes qui sont prépondérants pendant la première année et particulièrement pendant les six premiers mois.<sup>(77)</sup> Les seules méthodes fiables de mesure de l'usure sont celles à la précision  $\leq 0,2$  mm et avec un recul  $\geq$  à 18 mois.<sup>(67)</sup>

#### *Méthodes informatiques :*

Les radiographies sont numérisées à l'aide d'un scanner dédié avec une résolution de 150 ou 300 dot per inch (DPI). Il faut préciser l'horizontale sur le cliché afin de définir un référentiel dans le plan XY. (Martell Hip Suite)

Ces logiciels fonctionnent à partir de la définition par l'utilisateur des contours de la tête fémorale et de la cupule. L'agrandissement et l'échelle sont réalisés en précisant le diamètre connu de la tête fémorale.

Le logiciel calcule ensuite la pénétration linéaire, la direction du vecteur de pénétration (selon les logiciels) et l'usure volumétrique grâce à un algorithme. On peut également ajouter à cela

une mesure de la pénétration sur des clichés de profil afin d'obtenir une mesure en trois dimensions capable de détecter 10% d'usure en plus.<sup>(104,105)</sup> mais moins reproductible avec un écart type important. Il faut donc inclure plus de patients pour obtenir des résultats significatifs.<sup>(104-106)</sup> L'idéal est donc de réaliser les mesures uniquement sur des clichés du bassin de face. La précision de cette technique est de 61  $\mu\text{m}$  la reproductibilité de 25  $\mu\text{m}$ .<sup>(53,107)</sup>

Trois logiciels se dégagent ainsi :

- Martell Hip analysis Suite<sup>(108)</sup>
- Polyware (Draftware, IN, USA) développé par Devane<sup>(109)</sup> qui est le logiciel utilisé dans cette étude.
- Le logiciel développé par l'équipe de l'AORI, Engh<sup>(106)</sup>

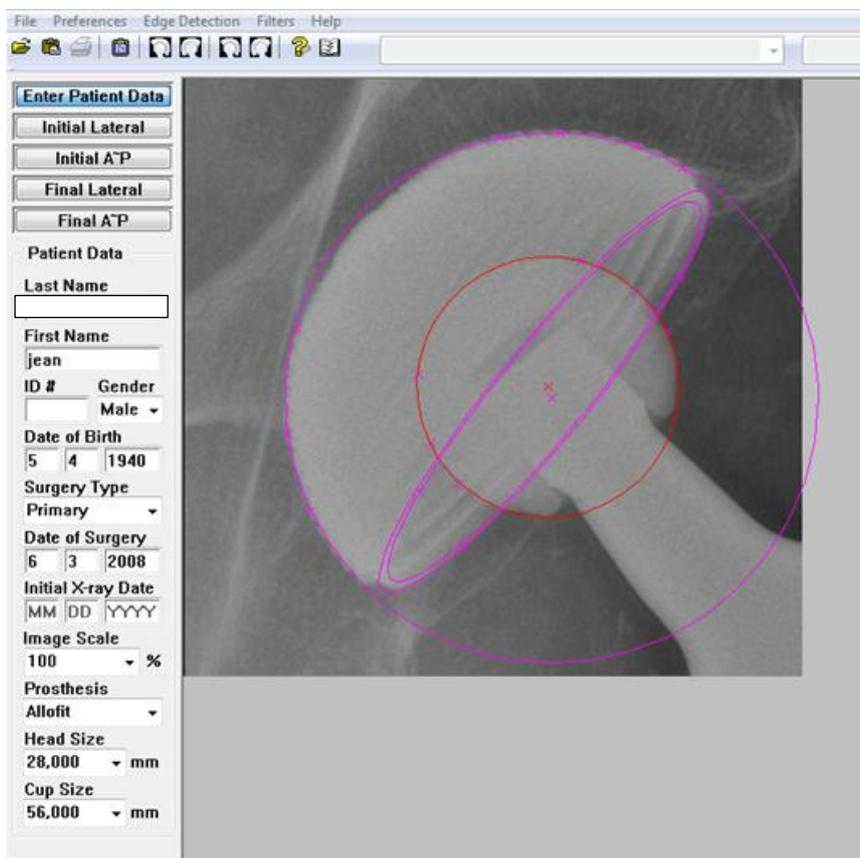


Figure 18- Utilisation du logiciel Polyware.

*Analyse radiostéréométrique :*

L'analyse radiostéréométrique (RSA), développée dans les années 1970 par Selvik<sup>(110)</sup>, est basée sur l'utilisation de marqueurs radio-opaques en tantale (de 0.8 à 1 mm) fixés au niveau des implants prothétiques et dans l'os au moment de l'intervention ou lors de la fabrication de l'implant.

L'acquisition des données est similaire aux méthodes informatiques en définissant la taille et les contours des implants. Elles sont ensuite traitées par un logiciel capable de calculer le déplacement de la tête fémorale dans un insert en polyéthylène.

Cette technique a pour avantage de diminuer l'irradiation subie par le patient mais elle nécessite un équipement lourd et coûteux.

Cette technique est la référence avec une précision variant de 7 à 86  $\mu\text{m}$  et une reproductibilité variant de 5 à 16  $\mu\text{m}$  suivant la direction étudiée.<sup>(111-115)</sup> Elle n'est utilisée que dans un seul centre en France à notre connaissance.

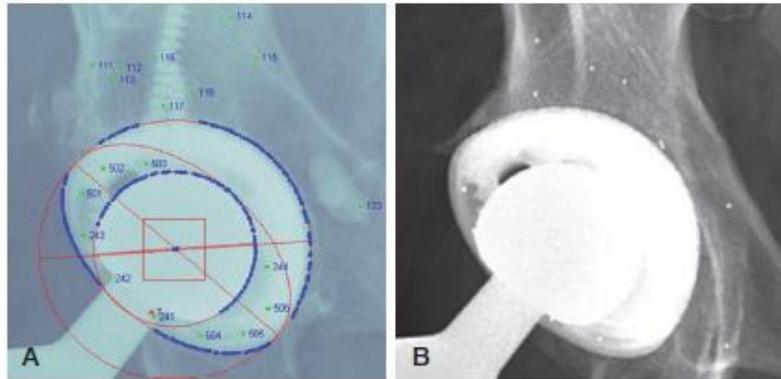


Figure 2. A. Image of a total hip replacement with RSA markings. The acetabular shell and femoral head are defined by edge detection (ellipses), the marked tantalum beads in the pelvic bone are numbered 111–118, and the polyethylene liner beads are numbered 231–236 and 241–243. B. AP hip image showing the unmarked tantalum beads in the pelvis and liner.

Figure 19- Utilisation de la radiostéréométrie.<sup>(111)</sup>

- Biologie

Certains auteurs ont estimé la quantité de débris d'usure métallique produit par les PTH à partir cobalt présent dans les urines, de l'ordre de 15 mg/année<sup>(116)</sup>. La surveillance de la cobaltémie d'un couple CoCr/CoCr n'a de valeur indicative d'usure par frottement que si le patient n'est porteur d'aucune autre source de chrome cobalt.<sup>(117,118)</sup>

- Usure réelle : L'étude des explants

Il s'agit de la méthode de mesure la plus fiable. Ils sont obtenus lors de la révision ou au décès du patient.

Ceux obtenus à la révision ont pour limites qu'il suppose un échec de l'arthroplastie et une défaillance des implants qui pourraient fausser l'analyse de l'usure.

La comparaison entre les estimations radiographiques et l'usure réelle déterminée par méthode radio volumétrique sur des cupules en PE conventionnel de Charnley obtenues à la révision a estimé la sous-évaluation radiographique de l'usure à 20%.<sup>(119)</sup>

#### 5.1.4. Débris d'usure

Les débris peuvent provenir de trois sites de production :

- Un dysfonctionnement mécanique de type effet came col/cupule ou luxation récidivante.
- La jonction cône morse/bille, si la tige est modulaire
- Le frottement lui-même qui génère des débris de taille variable par friction normale ou par effet de troisième corps



Figure 20- Production de débris d'usure in vivo.

#### Débris de polyéthylène :

Sur simulateur, l'usure volumétrique du PE est de 30 à 100 mm<sup>3</sup>/millions de cycles<sup>(120)</sup> en association avec les têtes en CoCr et 34 mm<sup>3</sup>/ millions de cycle avec une céramique de zircone.<sup>(121)</sup> La plupart des débris de PE mesuraient moins de 10 µm et le nombre de particules de PE était de 25 x 10<sup>9</sup>/mm<sup>3</sup>.<sup>(122)</sup>

Nous retiendrons donc que la taille des particules de PE standard varie de 0,1 à 10 µm et que les plus petites (< 5 µm) sont susceptibles d'être emportées à distance des tissus péri-prothétiques.

Les particules de polyéthylène hautement réticulés ont elles un diamètre de 0,02 à 0.5 µm.

#### Débris métalliques :

Les débris métalliques proviennent du couple de frottement mais aussi de la corrosion qui concerne tous les composants métalliques implantés dans le corps. La quantité moyenne des débris est de l'ordre de 1mm<sup>3</sup>/millions de cycles<sup>(120)</sup>. La taille des débris dépend de la nature du matériau. Elle est de l'ordre de 50nm pour le CoCr dans le couple CoCr/CoCr<sup>(123)</sup>

#### Débris de céramique :

Les particules de céramique sont de petite taille : 0,44 µm<sup>(98)</sup> (0,2 à 0,7 µm). Elle ne représente que 12% de l'ensemble des particules recueillies.

### 5.1.5. Toxicité des débris d'usure

Les conséquences liées à la production de ces débris se retrouvent à trois niveaux :

- Locale : Concernant l'articulation prothétique et les interfaces implants/os hôte
- Locorégionale concernant l'ensemble des tissus de la région coxofémorale
- Générale : En cas de dissémination par voie lymphatique ou sanguine

#### Toxicité locale : L'ostéolyse

À usure identique, les volumes de débris produits sont majorés pour les grands calibres par rapport aux plus petits ; il en va de même pour leurs conséquences.

Les travaux de Kobayashi et al sur le PE ont montré que l'incidence de l'ostéolyse dépendait du nombre de particules de PE par gramme de tissu prothétique et n'apparaît que lorsque le nombre de particules de PE excède  $10^{10}$ /g de tissu d'interface hydraté. <sup>(124)</sup>

Green et al <sup>(45)</sup> ont montré que :

- Les particules de PE activent la production macrophagique d'interleukine-6
- Cette activation macrophagique n'est pas déclenchée par les particules les plus grosses (plus de 7,28  $\mu\text{m}$ ), ni par les particules les plus petites (< 0,2  $\mu\text{m}$ ).
- Les particules de PE les plus toxiques sont de taille variant de 0,3 à 1  $\mu\text{m}$ .

Les particules métalliques d'acier et de chrome cobalt sont cytotoxiques sur les monocytes humains, alors que celle de TiAlV ne le sont pas. À l'inverse, ces dernières sont les plus puissants stimulateurs des cytokines pro inflammatoire, interleukine-6 et prostaglandine E2. Cet effet est particulièrement marqué pour les particules de taille suffisamment petite (1 à 3  $\mu\text{m}$ ).

Les céramiques d'alumine et de zircone, considérées comme biologiquement inertes sous forme massive, sont potentiellement capables de générer les mêmes effets biologiques sous forme de particules que les particules de métal ou de PE. La taille des particules d'alumine est de 0,2 à 0,7  $\mu\text{m}$  <sup>(98)</sup>, ce qui correspond à la norme basse des particules localement toxiques de PE (0,3 à 10  $\mu\text{m}$ ) <sup>(45)</sup>. Elles entraînent cependant peu de réaction inflammatoire et leurs effets sur la mort cellulaire par nécrose ou apoptose des macrophages fait débat. <sup>(125)</sup>

#### Toxicité locorégionale :

Le risque carcinologique local de tout matériel métallique implanté chez l'homme et l'animal est réel. Le risque paraît cependant assez limité chez l'homme dans les arthroplasties. Les quelques rares cas décrits dans la littérature mondiale ne suffisent pas à confier un rôle prépondérant aux particules dans la carcinogenèse péri-prothétiques.

#### Toxicité générale :

Les particules de PE de petite taille peuvent passer dans la circulation et être transportées à distance in vivo. Elles s'accumulent ensuite dans les ganglions lymphatiques. Les effets de cette accumulation sont encore inconnus.

### **5.1.6. Biologie de l'ostéolyse péri-prothétique**

#### **1. Production des particules d'usure**

La description de la réaction ostéolytique remonte aux années 1980. C'est Willert <sup>(81)</sup> qui a décrit un tissu de granulation retrouvé au niveau de la capsule et des membranes d'interposition entourant les implants descellés. C'est en premier le ciment, avec la fameuse « maladie au ciment » qui a été incriminé. Les recherches étaient limitées par la microscopie de l'époque.

Golring et al ont aussi affiné la description de ces membranes. Ils ont mis en évidence le rôle de ce tissu dans la résorption osseuse, en individualisant des macrophages au sein de la membrane et ont montré la capacité de cette membrane à sécréter des substances (prostaglandine et collagénase) connues pour jouer un rôle dans la résorption osseuse. Des corps étrangers ont été retrouvés à l'intérieur et autour de cellules macrophagiques. Plus tard les progrès de la microscopie ont montré qu'il s'agissait des débris de polyéthylène bien visibles en lumière polarisée.

La caractérisation des débris a montré que ceux qui étaient intracellulaires avaient une taille infra micrométrique. Il en a été déduit que les débris de petite taille étaient les plus facilement phagocytés par les macrophages, donc les plus efficaces dans le déclenchement du processus ostéolytique.

L'arrêt de la production des particules entraîne l'arrêt de la réaction ostéolytique. On le remarque facilement lors du remplacement des surfaces du couple de frottement lors du traitement des ostéolyses péri-prothétiques. Il existe donc une clairance de ces particules.

#### **2. Diffusion des particules d'usure :**

Le vecteur transportant les particules est le liquide articulaire synovial, propulsé dans les extensions de l'espace articulaire par la pression intra-articulaire. L'extension de l'espace articulaire n'est pas univoque. Il peut s'agir des interfaces de fixation si celles-ci ne sont pas étanches.<sup>(126)</sup>

#### **3. Migration des particules au niveau des interfaces de fixation :**

Les études expérimentales suggèrent la migration à travers les mailles de l'os spongieux, d'autant plus que celui-ci est porotique. L'ostéoporose péri-prothétique, que celle-ci soit d'origine mécanique (stress shielding) ou secondaire au vieillissement est un facteur favorisant l'ostéolyse.<sup>(126)</sup>

#### **4. Réaction biologique :**

### *Base cellulaire de la réaction d'ostéolyse :*

Sur le plan biologique, les bases successives sont initialement celles de l'inflammation : chimiotactisme, activation des macrophages, emballement du remodelage osseux dans le sens de la résorption avec activation des ostéoclastes. Par la suite, des mécanismes plus spécifiques de la réaction d'ostéolyse ont été progressivement mis en évidence. Les macrophages sont reconnus comme les principaux initiateurs de cette réaction. Ils ont été retrouvés dans les membranes prélevées autour des implants descellés.

Ils interviennent par phagocytose des débris de petite taille, individualisés au sein de leur cytoplasme.<sup>(127)</sup> Les macrophages, dont les enzymes sont stimulées par le processus de phagocytose, libèrent un certain nombre de facteurs de l'ostéolyse ou cytokines capables d'orienter la différenciation des cellules stromales de la lignée ostéoblastique en ostéoclastes actifs.

Les macrophages semblent également intervenir directement dans le processus de résorption osseuse, comme le montre l'élévation de leurs marqueurs spécifiques retrouvés dans les membranes d'implants descellés avec aspect d'ostéolyse, et ceci alors que l'activité ostéoclastique dans les mêmes tissus ne semble pas plus augmentée que dans les membranes d'implants descellés sans ostéolyse.

L'activation des fibroblastes, notamment par les particules de titane (in vitro), montre qu'ils libèrent des cytokines pro inflammatoires. Ils interviennent donc en synergie avec les macrophages dans la réaction de résorption osseuse. Le chrome cobalt a en revanche un effet toxique sur ces cellules in vitro.<sup>(125)</sup>

### *Cytokines régulatrices de l'ostéoclastogénèse:*

De nombreuses cytokines ont été individualisées dans les membranes récoltées autour d'implants descellés. On peut nommer les interleukines 1 $\alpha$  et 1 $\beta$ , le TNF  $\alpha$  (tumor necrosis factor), les prostaglandines E2.

Les interleukines 1 $\alpha$  et 1 $\beta$  apparaissent capables de stimuler la croissance des fibroblastes. Les interleukines et le TNF  $\alpha$  induisent la libération d'enzymes ostéolytiques agissant sur les ostéoblastes.

Enfin, le TNF alpha et l'interleukine 1 $\beta$  induisent la libération d'interleukine 6 et de prostaglandine E2 par les ostéoblastes. La régulation du métabolisme osseux par les macrophages est donc complexe.<sup>(125)</sup>

L'orientation de la différenciation des cellules souches soit dans le sens de l'ostéoclastogénèse, soit dans le sens de l'osteoblastogénèse est fortement influencée par le rapport RANK-L/OPG. Plus il est élevé, plus la différenciation cellulaire se fait dans le sens de l'osteoclastogénèse. Or en présence de particules d'usure, les monocytes humains se différencient in vitro en ostéoclastes, et expriment une forte activité RANK-L. Cette activité est également exprimée par les cellules issues de tissus périprothétiques imprégnés de particules d'usure. De la même façon, les taux d'OPG dans ces tissus sont bas. De fortes concentrations de RANK-L augmentent l'activité ostéoclastique et diminuent l'apoptose ostéoclastique. À l'inverse l'addition d'OPG à des milieux de culture cellulaire issue de membrane d'implants descellés bloque la différenciation des macrophages en ostéoclastes.<sup>(125)</sup>

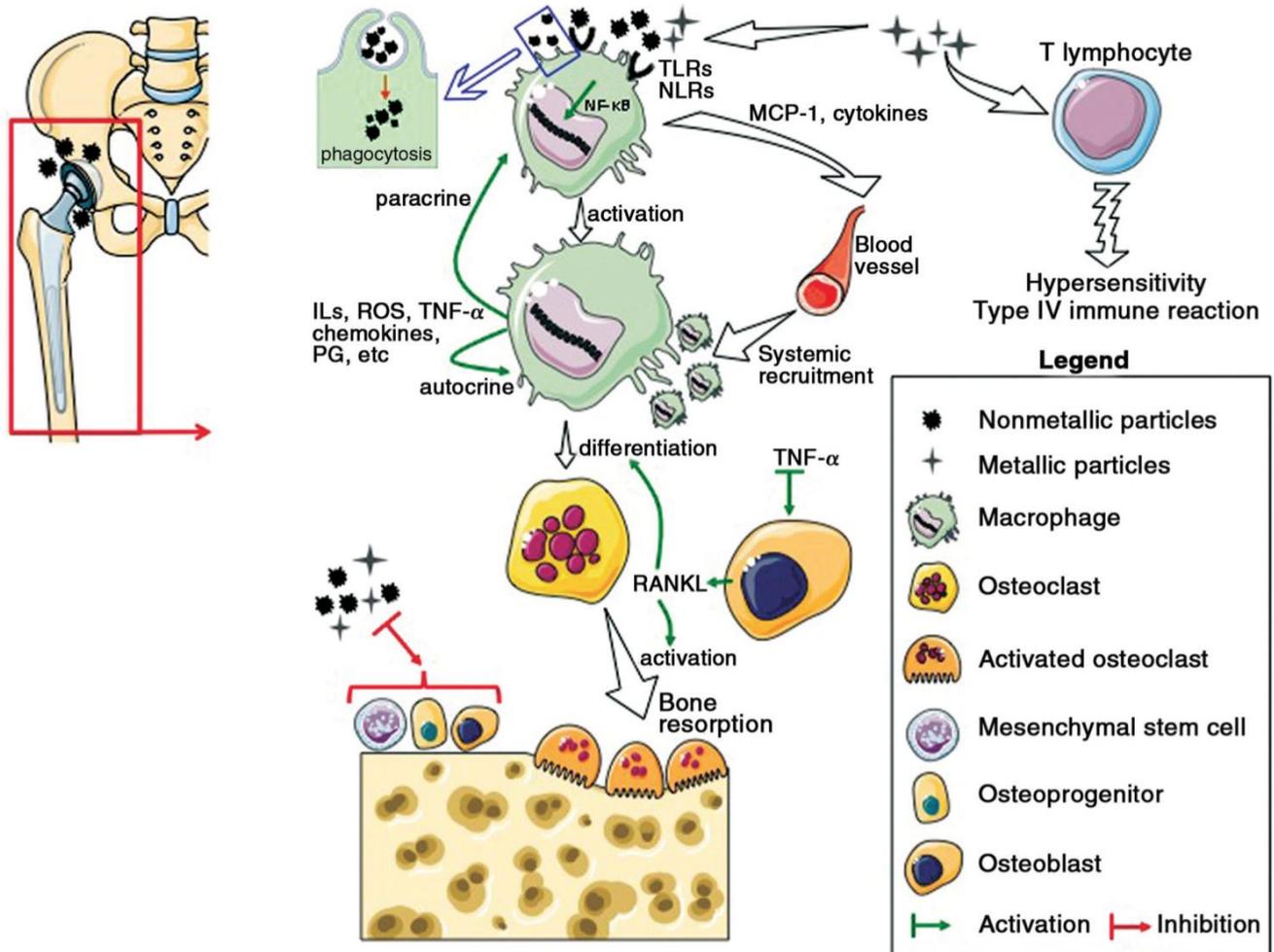


Figure 21- Réaction biologique de l'ostéolyse.

## 5. Réactivité des débris :

### *Les particules de polyéthylène :*

La taille des particules de PE capables d'induire une réaction s'échelonnent de un à plusieurs dizaines de micromètres. L'abrasion du PE produit des particules de petite taille quel que soit la surface opposée. Mais expérimentalement les particules de petite taille s'avèrent plus réactives, comme le montre l'augmentation des taux de TNF  $\alpha$  dans les cultures de cellules exposées à des particules de petite taille.

### *Particules métalliques :*

Les particules produites par les couples de frottement métal/métal (CoCr/CoCr) sont de très petite taille ; inférieure à 50 nm. Cela les rend moins actives, en raison de leur sensibilité à la corrosion et de leur dissolution dans les milieux biologiques extracellulaires et de leur clairance accélérée. Finalement le taux de cytokines dans les tissus prélevés autour des implants métal/métal reste bas. <sup>(123)</sup>

### *Particules d'hydroxyapatite :*

Des granules d'hydroxyapatite ont pu être individualisées parmi d'autres débris d'usure dans les membranes d'implants descellés avec ostéolyse ou non descellés sans ostéolyse avec usure du PE. Ces granules d'hydroxyapatite peuvent être libérés et apparaissent actives

biologiquement car capables d'augmenter in vitro la sécrétion d'interleukine 1 et 6 et de TNF  $\alpha$ , mais en tout cas moins actifs que les particules de PE sur la différenciation des ostéoclastes.<sup>(125)</sup>

### 5.1.7. Descellement aseptique et survie

Le descellement aseptique est une conséquence directe de l'usure du polyéthylène et de l'ostéolyse périprothétique. C'est la principale cause de révision des PTH au long cours avec 55% dans les principaux registres mondiaux. La révision pour descellement aseptique concerne 7,94% des prothèses de première intention.<sup>(128)</sup>

La longue expérience de l'utilisation du polyéthylène a mis en évidence une excellente survie à long terme. La survie est de 89,6% toutes causes confondues et 91,9% concernant le descellement aseptique pour des patients âgés de moins de 40 ans lors de l'intervention.<sup>(47)</sup>

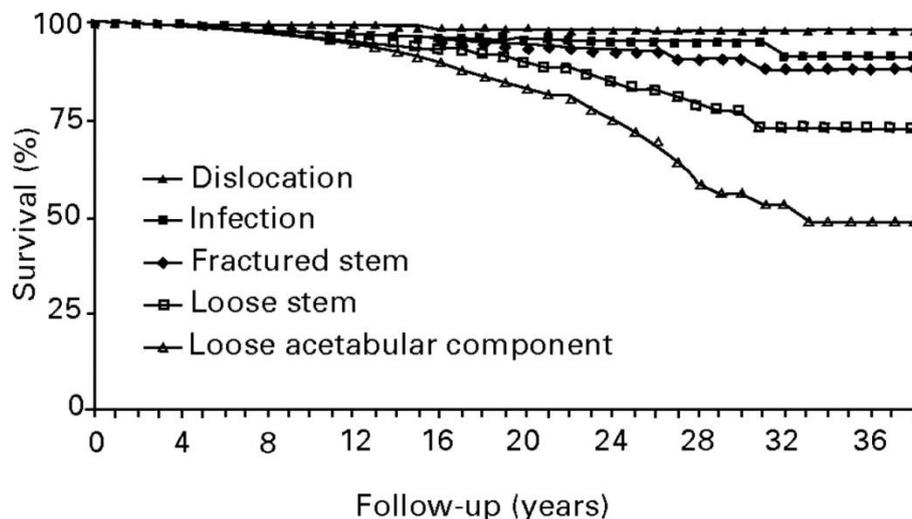


Figure 22- Courbe de survie des prothèses de Charnley.<sup>(50)</sup>

## 5.2. RUPTURE DE MATERIEL

Les ruptures d'implant ne sont pas des complications très fréquentes, depuis que des mesures ont été prises pour améliorer leur qualité et assurer la sécurité des malades. Dans le registre Suédois les fractures d'implants représentent 0,14% des reprises des PTH de première intention.<sup>(3)</sup>

L'homologation des prothèses de hanche dans un premier temps, puis l'association du marquage CE, de la traçabilité et de la matériovigilance écarte du marché les implants à risques et permettent la surveillance des implants en place.

Les éléments les plus fragiles d'une prothèse de hanche sont le col fémoral et la tête (si celle-ci est en céramique).

L'évolution de la traçabilité a permis de faciliter l'analyse des incidents. Le marquage CE répond lui à un rôle de prévention du risque et la matériovigilance surveille, elle, les incidents et les risques d'incidents résultant de l'utilisation de dispositifs médicaux.

### **5.2.1. Rupture de cotyle**

La grande majorité des problèmes de cotyle sont liés à l'usure. La fracture se produit tardivement (aux environs de 11 ans), c'est l'évolution terminale de l'usure.<sup>(129)</sup>

### **5.2.2. Rupture de tige**

La majorité des événements au niveau de la tige sont des problèmes de rupture/fracture de fatigue liés au descellement avec ou sans ostéolyse. La fracture de tige complique son ablation et aggrave les dégâts sur l'os environnant.

La plupart des fractures de tige survient sur celles en inox ou en chrome cobalt.

Les fractures au niveau du col sont toutes initiées par un marquage laser.<sup>(129)</sup>

### **5.2.3. Rupture de tête**

Aucun cas de fracture de tête inox ou chrome cobalt n'est répertoriée. Seules les têtes céramiques cassent.

#### Rupture de tête zircon :

Les qualités de résistance de la céramique de zircon permettent de fabriquer des têtes de petit diamètre, à l'inverse de l'alumine.

En 2001, la suspension de quelques lots de tête de zircon suite à l'instabilité de la zircon, entraîna une très nette diminution de son utilisation. La matériovigilance émise au moment des faits concernait un type de fabrication spécifique (four tunnel).<sup>(97)</sup>

Plus de 200 incidents avaient été recensés en France fin 2002 et 300 ruptures sont recensées sur le site de l'AFFSAPS en octobre 2004.

#### Rupture de tête alumine :

À l'origine d'une rupture de tête alumine, le traumatisme est évoqué une fois sur six alors que la rupture est déclarée survenir spontanément une fois sur quatre.

Dans les données de matériovigilance française 70% sont des ruptures de tête de diamètre 28, qui sont les têtes les plus posées. Les ruptures de tête col court sont les plus nombreuses.

La rupture des têtes intervient pendant les trois premières années.<sup>(129)</sup>

L'incidence des fractures des têtes d'alumine est de 1 pour 5000 (0,0201%) pour les têtes en alumine pure et de 1 pour 100000 (0,0010%) pour les têtes en alumine composite (AMC).<sup>(130)</sup>

## **6. OBJECTIF**

De 1999 à Février 2008 le service de chirurgie orthopédique du CHU Nantes a utilisé l'implant Cerasul (Zimmer) sur la plupart des arthroplasties de première intention et certaines chirurgies de révisions.

Il s'agit d'un implant type « sandwich » avec un insert en polyéthylène interposé entre un insert en céramique et le metalback. Cet implant reposait sur l'analyse biomécanique in vitro qui montrait un amortissement du PE en sandwich. Ce concept est apparu inutile in vivo et à l'origine de complications. 353 implantations ont eu lieu chez 298 patients et ont fait l'objet d'une analyse lors d'une thèse réalisée dans le service ayant abouti à une publication.<sup>(100)</sup>

La prévalence de rupture d'insert était de 2% à 3,5 ans de recul ce qui représentait 9.9% des révisions de prothèses sur la période tous implants confondus. L'échec de ce matériau est donc à l'origine de l'utilisation du couple de frottement alumine/HXLPE dans le service de chirurgie orthopédique du CHU Nantes à partir de Mars 2008.

L'objectif de notre étude est ainsi d'évaluer l'usure linéaire moyenne annuelle du couple de frottement céramique d'alumine/ HXLPE à partir de notre série débutée en Mars 2008. Le HXLPE reste encore un matériau récent, apparu officiellement sur le marché en 1999. La principale faiblesse des études sur le sujet est leur faible recul. A notre connaissance, seule deux études utilisant ce couple de frottement ont un recul similaire.

Les objectifs secondaires sont de rechercher des facteurs intrinsèques et extrinsèques d'usure du couple céramique d'alumine/HXLPE, de comparer les résultats de notre série aux données de la littérature à propos du HXLPE et d'évaluer les résultats cliniques et radiographiques de la série.

## **MATERIEL ET METHODES**

### **1. TYPE D'ETUDE**

Il s'agit d'une étude non-interventionnelle, rétrospective, descriptive, monocentrique hors du cadre de la Loi Jardé.

### **2. CRITERES D'INCLUSION**

Nous avons inclus tous les patients opérés d'une arthroplastie totale de hanche utilisant le couple de frottement céramique d'alumine versus polyéthylène hautement réticulé avec un recul minimum de 10 ans au moment du recueil des données.

### **3. CRITERES D'EXCLUSION**

Nous avons exclus de cette étude les patients dont le recul était inférieur à 10 ans.

### **4. CONDITIONS TECHNIQUES**

Toutes les interventions ont été réalisées dans des salles de bloc opératoire d'orthopédie respectant les normes d'asepsie. Chaque patient a suivi le protocole d'hygiène préalable dans le service et a bénéficié au bloc opératoire sur la table d'une double désinfection du champ opératoire. Les patients ont reçu une antibioprophylaxie périopératoire par céphalosporine selon les recommandations du CLIN. Toutes les interventions ont été réalisées sous anesthésie générale en décubitus latéral ou dorsal par trois voies d'abord : postérolatérale de Moore, voie antérolatérale de Hardinge ou voie antérieure de Hueter. Lorsque la tenue primaire per-opératoire était insuffisante au niveau du cotyle, un vissage complémentaire était réalisé.

En cas de mauvaise qualité osseuse, de corticothérapie ou d'un âge supérieur à 80 ans la tige fémorale était cimentée. La fermeture s'effectuait sous couvert d'un drain de redon aspiratif.

#### **4.1. OPERATEURS**

45 hanches ont été opérées par des praticiens hospitalo-universitaires (28%)

93 ont été opérées par des praticiens hospitaliers (58%)

23 ont été opérées par des chefs de cliniques assistants (14%)

L'ensemble des opérateurs était habitué aux différents implants, à l'utilisation des implants sans ciment et à l'emploi de la céramique d'alumine.

## 4.2. VOIES D'ABORD

153 (95%) ont été réalisées par voie postéro latérale selon Moore.

6 (3,7%) ont été réalisées par voie antérolatérale selon Hardinge.

2 (1,3%) ont été réalisées par voie antérieure selon Hueter.

## 4.3. IMPLANTS UTILISES

### Acétabulaire :

- Cupule Allofit™ (Zimmer) ou Allofit S™ (version à trou) : Il s'agit d'une cupule sans ciment bisphérique en titane avec un macro relief constitué par plus d'un millier de dents de 1 mm.

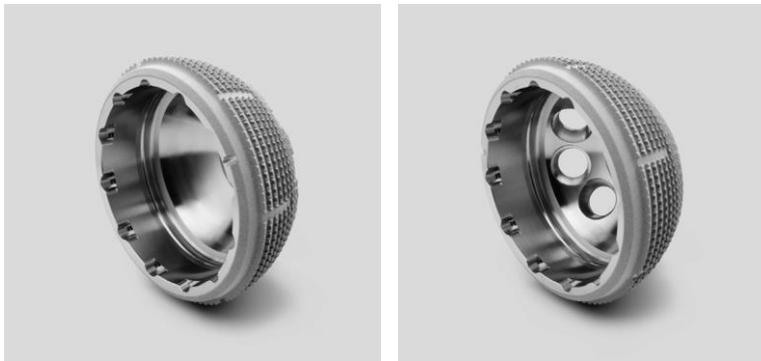


Figure 23- Cotyles Allofit (Zimmer).

- Inset Durasul™ : ils sont fabriqués à partir de barres de GUR 1050 UHMWPE moulées par compression à 125°C dans un four à convection. Les préformes ont ensuite été irradiées à chaud (chauffage adiabatique), par un faisceau d'électrons à un niveau de dose absorbée de 9,5 Mrads. Après réticulation, les préformes sont refondus. Le matériau est donc soumis à une température au-dessus du point de fusion cristalline du matériau jusqu'à la fusion complète (150°C pendant deux à trois heures). Il est ensuite refroidi à température ambiante. Les derniers composants ont ensuite été stérilisés à l'aide d'oxyde d'éthylène (EtO).

### Fémoraux :

- Tête Sulox™ (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) (Zimmer, Inc.) : tête en céramique d'alumine existant en diamètre 28 et 32 mm, avec différentes tailles de col.
- Tige Avenir™ : Tige droite, sans ciment, en alliage de titane, avec macro relief, entièrement revêtu d'hydroxyapatite, quadrangulaire à la coupe et d'angle cervicodiaphysaire de 135°, surmontée d'un cône morse 12/14, elle existe en version standard ou latéralisée et en version cimentée ou non.

- Tige PF<sup>TM</sup> : Tige droite, quadrangulaire, en acier inoxydable à haute teneur en azote, cimentée

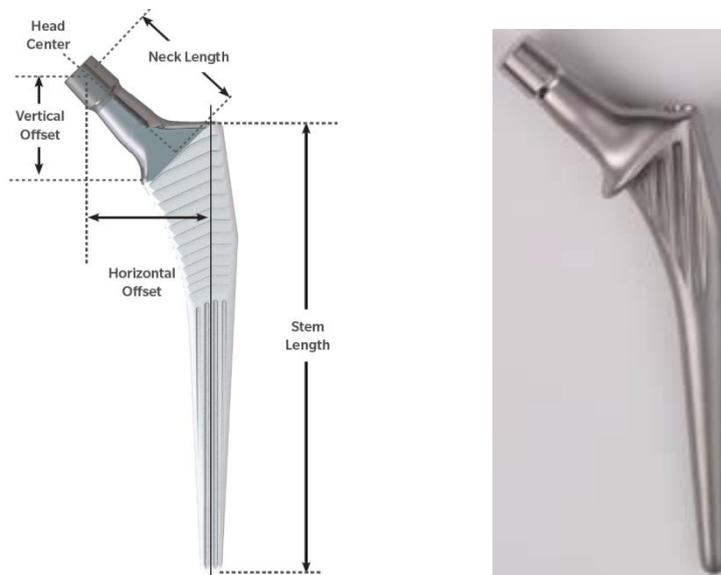


Figure 24- Tiges Avenir et PF (Zimmer).

Sur les 161 prothèses implantées :

151 tiges étaient des tiges impactées quadrangulaires Avenir (Zimmer, Suisse)  
10 étaient des tiges cimentées PF (Zimmer, Suisse)

156 têtes étaient des têtes Sulox en céramique d'alumine et de diamètre 28 mm  
5 têtes étaient des têtes Biolox Forte de diamètre 32 mm

L'ensemble des inserts en HXLPE étaient des inserts Durasul (Zimmer, Suisse).

148 cotyloïdiennes possédaient un renfort acétabulaire type metalback Allofit (Allofit standard ou Allofit IT) (Zimmer, Suisse).

Seuls 3 cotyles étaient des inserts en HXLPE cimentés.

#### 4.4. SUITES POST OPERATOIRES

Les suites étaient standardisées, un lever et à un appui post-opératoire dès le lendemain, ablation du redon à J2 ou J3, un traitement thromboprophylactique pendant 35 jours, un traitement par anti-inflammatoire en post-opératoire immédiat afin de prévenir l'apparition de calcifications péri-prothétiques.

## 5. DONNEES DEMOGRAPHIQUES

Tableau 3- Récapitulatif des données démographiques de notre série.

	Cohorte
<i>Caractéristiques</i>	
Nombre de patients	147
Nombre de hanches	161
Age (ans)	62,2 (± 11,28)
Hommes/femmes	76 (52%) 71 (48%)
Taille (cm)	165,9 (±10,77)
Poids (kg)	74,2 (±17, 83)
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	26,4 (± 5,91)
<i>Comorbidités</i>	
ASA	1,93 (±0,67)
<i>Etiologies</i>	
Coxarthrose primaire	99 (61,5%)
OATF	27 (16,7%)
Fracture cervicale	12 (7,5%)
Dysplasie coxo-fémorale	8 (5%)
Coxarthrose post-traumatique	8 (5%)
Polyarthropathie inflammatoire	4(2,5%)
Autres	2(1,8%)
<i>Score clinique</i>	
PMA pré opératoire	13,7(2,57%)

### 5.1. GENRE ET LATERALITE

Ce travail a été réalisé à partir de l'implantation de 161 prothèses à couple de frottement céramique d'alumine/HXLPE (65 hanches gauches et 96 hanches droites) chez 147 patients (71 femmes et 76 hommes).

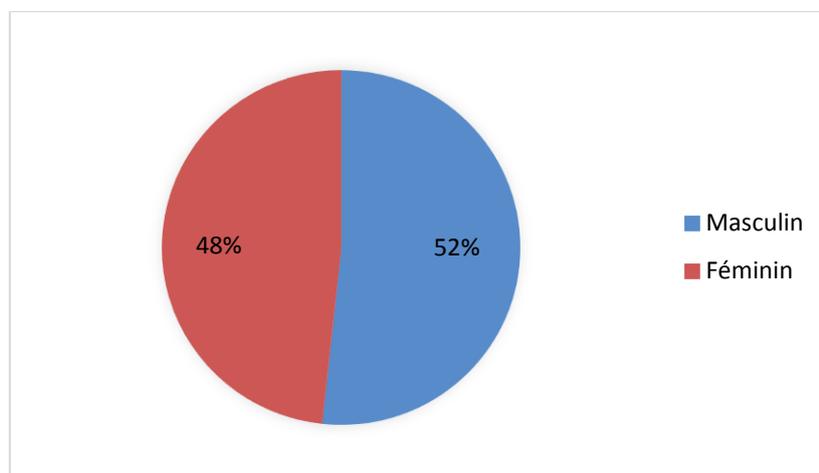


Figure 25- Répartition des hommes et des femmes.

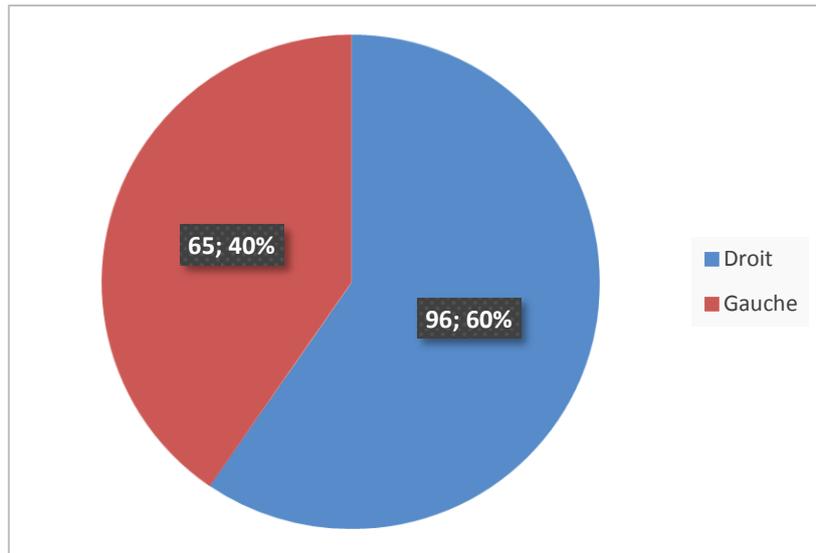


Figure 26- Répartition de la latéralité des hanches opérées.

## 5.2. AGE ET ANTHROPOMETRIE

Les patients avaient en moyenne 62,2 ans ( $\pm 11,28$ ) et un IMC moyen de 26,4 ( $\pm 5,91$ ). Le poids et la taille sont renseignés dans le tableau ci-dessous.

	Age (années)	Taille (cm)	Poids (kg)	IMC
<i>Moyenne</i>	62,2	165,9	74,2	26,4
<i>Maximum</i>	79	188	130	48
<i>Minimum</i>	22	96	32	14,3
<i>Ecart type</i>	11,28	10,77	17,83	5,91

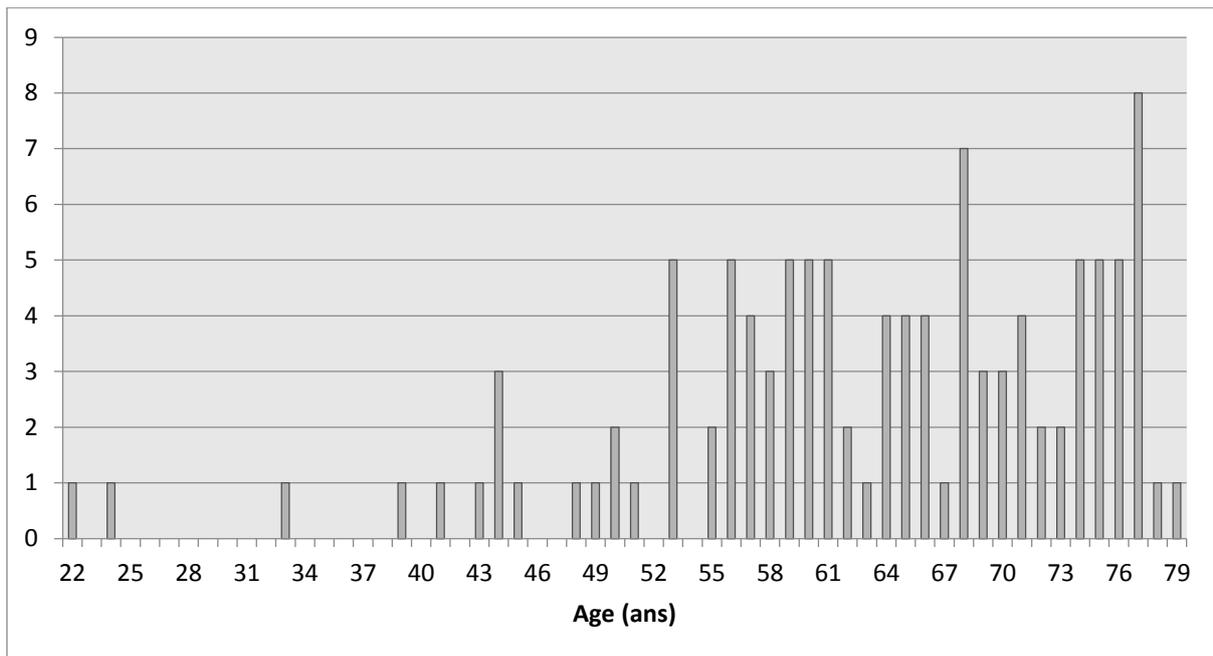


Figure 27- Pyramide des âges.

### 5.3. ETIOLOGIES

Les données relatives aux étiologies sont rapportées dans le tableau récapitulatif initial et dans la figure ci-dessous.

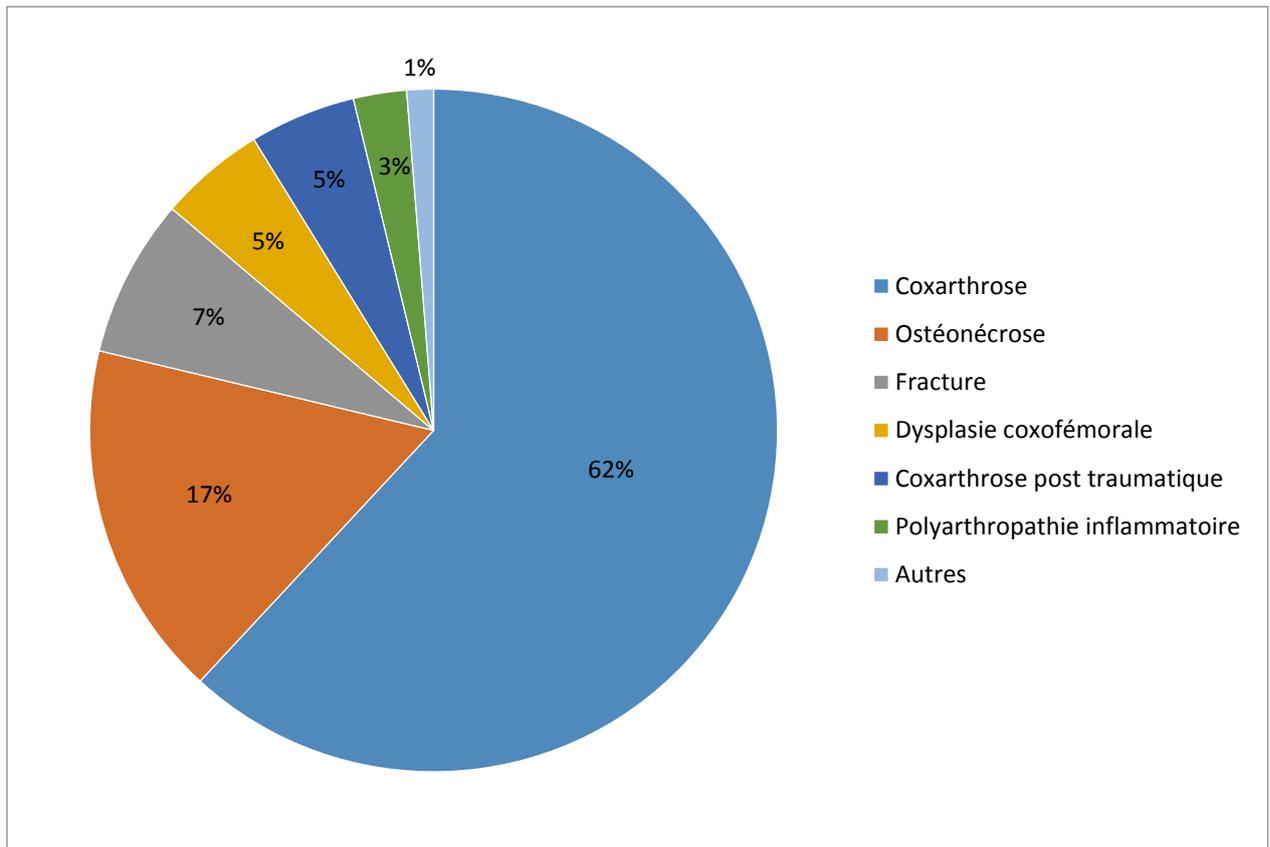


Figure 28- Répartitions des différentes étiologies.

### 5.4. TERRAIN

#### 5.4.1. Antécédents chirurgicaux sur la hanche homolatérale

Douze patients (7,4%) présentaient un antécédent de chirurgie sur la hanche opérée et 157 patients avaient une hanche vierge lors de l'intervention soit 92,6%.

Six patients (3,7%) ont été traités par ostéosynthèse pour une fracture du col fémorale auparavant.

Deux patients (1,7%) ont été traités par ostéosynthèse pour une fracture du cotyle.

Deux patients (1,7%) avaient bénéficié de butée de hanche auparavant.

Un patient (0,8%) avait bénéficié d'une ostéotomie de varisation fémorale.

Un patient (0,8%) avait été opéré d'une fracture du col fémoral par arthroplastie intermédiaire. L'intervention avait donc consisté en une totalisation de prothèse.

#### 5.4.2. Antécédents médicaux

Trente six patients étaient ASA 1, quatre vingt cinq patients étaient ASA 2, vingt quatre patients étaient ASA 3 et deux patients étaient ASA 4.

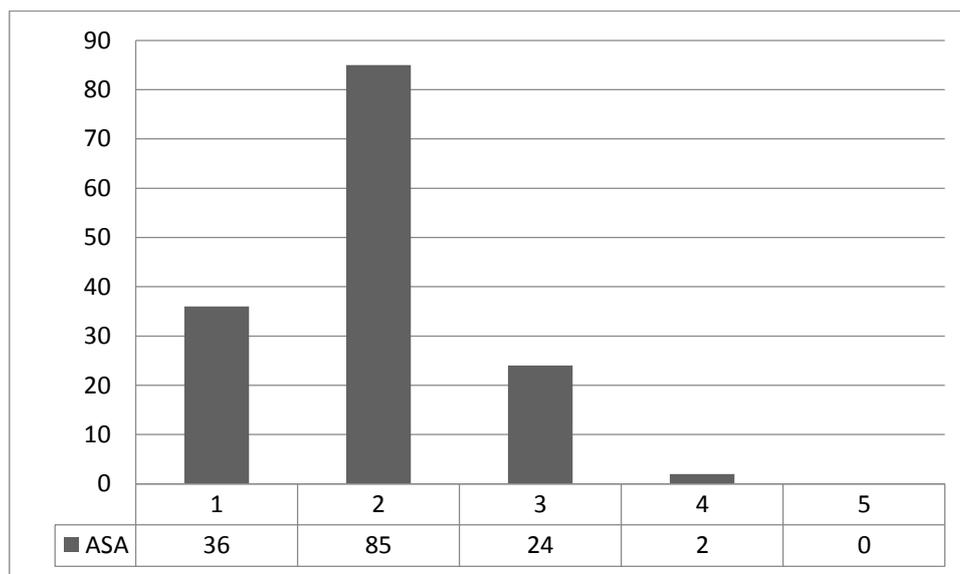


Figure 29- Distribution du score ASA.

## 6. RECUEIL DES DONNEES

### 6.1. LISTING DES PATIENTS

Tous les patients de l'étude ont été identifiés via extraction de données sur CLINICOM (Siemens Health service), logiciel de cotations CCAM. Le code NEKA020, à savoir remplacement de l'articulation coxofémorale par une prothèse, a permis de trier les données. Le début de la période d'intérêt de l'extraction correspondait au changement de pratique du service et donc à l'abandon de l'implant Cérasul™ pour le céramique/HXLPE en Mars 2008 jusqu'à Avril 2009.

Tous les patients ont été analysés à partir de leur dossier médical. Les étiquettes de traçabilité des implants ont été vérifiées à chaque fois afin d'éviter les erreurs de tailles des implants commises lors de la rédaction des compte-rendus opératoires.

### 6.2. INFORMATIONS CLINIQUES

Toutes les informations ont été recueillies à partir :

- Du dossier papier de chaque patient où étaient présents notamment les radiographies version papier (post-opératoire et radiographie dans la deuxième année) ainsi que les fiches de traçabilité des implants avec les dimensions et caractéristiques permettant de s'affranchir des erreurs rencontrées dans les comptes-rendus opératoire.
- Du logiciel Millénium afin de consulter les comptes-rendus opératoires et les courriers de suivi.
- Du logiciel Pegase (Nantes, France) permettant de retrouver le score ASA et l'anthropométrie.

### **6.3. INFORMATIONS DONNEES AUX PATIENTS**

Il s'agit d'une étude interne sur données rétrospectives prises dans le cadre du soin. Ainsi nous n'avons pas d'obligation d'information individuelle du patient dans ce contexte.

Il s'agissait en effet d'une recherche menée à partir de données recueillies dans le cadre du suivi (thérapeutique ou médical) individuel des patients, par les personnels assurant ce suivi et pour leur usage exclusif.

## **7. TRAITEMENT DES DONNEES**

Un tableur Excel (Microsoft) a permis de renseigner les données nécessaires à la réalisation de l'étude et a permis l'analyse statistique.

Le traitement des données a été enregistré dans le registre RGPD du CHU de Nantes (RGPD = Règlement Général sur la Protection des Données).

Les données recueillies au cours de l'étude ont été conservées dans un fichier informatique respectant la loi « informatique et libertés » du 6 janvier 1978 modifiée, la loi n° 2018-493 du 20 juin 2018 relative à la protection des données personnelles et le Règlement (UE) 2016/679 du Parlement européen et du Conseil du 27 avril 2016 relatif à la protection des personnes physiques à l'égard du traitement des données à caractère personnel et à la libre circulation de ces données (RGPD).

L'investigateur principal et les co-investigateurs s'étaient engagés à maintenir confidentielles les identités des personnes se prêtant à la recherche en leur attribuant un code.

La règle de codage était la suivante : *1ère lettre du prénom + 1ère lettre du nom +/- mois et année de naissance, N° d'inclusion.*

Ce code était utilisé pour tous les documents joints (compte-rendu d'examen d'imagerie, de biologie...).

Aucune donnée nominative n'a été recueillie dans le cadre de cette recherche.

### **7.1. EVALUATION CLINIQUE**

Les éléments cliniques ont été recueillis en consultation.

Tous les patients n'ayant pas de consultation de suivi à 10 ans prévue dans l'année (recommandations du service) ont été reconvoqués.

Les patients ayant refusé la consultation de suivi ont été contactés par téléphone. Cet entretien a permis de s'assurer de la survie des implants à 10 ans. Cependant ils n'ont pas bénéficié de radiographie et les scores cliniques n'ont pas été calculés.

Les informations suivantes ont été recueillies :

- Les données administratives : Identité du patient, date de naissance, latéralité, l'IPP (identité du patient dans les logiciels informatiques)
- Le terrain : Indication de la PTH, IMC
- Les scores fonctionnels à 10 ans : Le score PMA, le score de Harris, le score de Devane.
- La satisfaction du patient à savoir : très satisfait, satisfait, insatisfaits ou déçu.
- Examen clinique : Inégalité de longueur des membres inférieurs, mobilités, appui monopodal, boiterie

### **7.1.1. Les Scores cliniques**

Trois scores d'évaluation clinique ont été recueillis :

Le score PMA (Postel Merle d'Aubigné)<sup>(131)</sup> est une cotation clinique. Il permet une évaluation fonctionnelle de la hanche après opération selon 3 items notés de 0 à 6 :

- La douleur
- La mobilité et l'attitude vicieuse
- La qualité de la marche et la stabilité

La somme de ces trois chiffres permet ainsi de classer les résultats en excellent (score=18), très bon (score=17), bon (score=16), passable (score de 13 à 15), médiocre (score de 9 à 12) et mauvais (score < 9).

Le score de Devane<sup>(103)</sup> renseigne sur le niveau d'activité du patient en 5 stades :

- Stade 5 : Travail physique, sport de contact ou sport en compétition.
- Stade 4 : Travail léger (employé de bureau), sport de loisir.
- Stade 3 : Activité occasionnelle, jardinage, natation.
- Stade 2 : Semi-sédentaire, activité ménagère.
- Stade 1 : Sédentaire, besoin d'assistance.

Le score de Harris<sup>(132)</sup> (HHS) est un score clinique, il permet une évaluation fonctionnelle de la hanche selon plusieurs items (Annexe 4) noté sur 100. Un score entre 90 et 100 est jugé excellent, entre 80 et 89 il s'agit d'un bon score, entre 70 et 79, il s'agit d'un score passable et en dessous de 70 il s'agit d'un mauvais score.

### **7.1.2. La satisfaction**

Nous avons recueilli un score subjectif de satisfaction des patients pour connaître leur ressenti par rapport à l'intervention. Le score s'exprime de la manière suivante : très satisfait, satisfait, pas satisfait et déçu.

## 7.2. ANALYSE RADIOGRAPHIQUE

L'analyse radiographique a été faite par une seule personne indépendante. Elle a comparé les radiographies réalisées dans la deuxième année de vie de la prothèse (pour s'affranchir du fluage et du rodage qui a lieu lors du premier million de cycles) et la radiographie avec le recul maximum c'est-à-dire 10 ans au minimum.

L'analyse radiographique par le logiciel a été réalisée sur un cliché bassin de face en charge type prothèse. Patient en charge avec une rotation interne des membres inférieurs de 20°, à la distance de 1,50 m. Le rayon directeur est ascendant de 10° antéropostérieure centrée sur la ligne médiane au bord inférieur de la symphyse pubienne pour couvrir l'ensemble de la tige fémorale.

Le logiciel utilisé pour cette analyse radiographique est le logiciel Polyware rev8 (Draftware Inc., IN, USA). Il compare les images des radiographies des patients pour mesurer le volume de polyéthylène dégradé au fil du temps. La quantité d'usure est déterminée par des mesures 3D précises à partir de radiographies standard.

Polyware permet également de déterminer l'orientation de l'implant acétabulaire.

La plupart des radiographies faites dans la deuxième année n'existaient qu'en version papier. Il a donc fallu les numériser à l'aide d'un scanner (150 dpi).

L'ostéolyse périprothétique radiographique est définie par :

- Au niveau de l'implant acétabulaire : un liseré clair  $\geq 2$  mm, une migration de la cupule  $\geq 3$  mm ou une déviation de l'orientation de la cupule  $\geq 3^\circ$ .
- Au niveau de la tige fémorale : un liseré clair  $\geq 2$  mm, une fracture du manteau de ciment ou un enfoncement de la tige  $\geq 3$  mm.

Sa localisation est définie par la classification topographique de Gruen.<sup>(133)</sup>

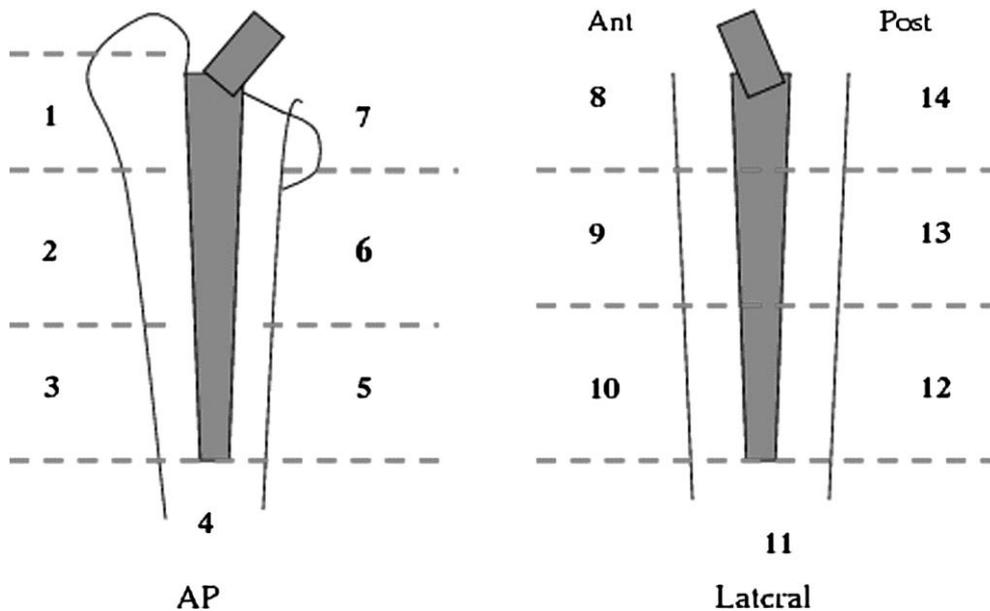


Figure 30- Zones de Gruen.<sup>(134)</sup>

### 7.3. ANALYSE STATISTIQUE

L'analyse statistique a été réalisée par Maxime Leroy (Biostatisticien, CHU Nantes)

Les comparaisons de l'usure linéaire moyenne par an de l'implant entre les résultats de l'étude et ceux de la littérature ont été réalisées avec des tests de Student.

La comparaison des score PMA pré et post-opératoire a été établie par un test de Student sur données appariées.

L'analyse de survie du couple d'implant a été créée à l'aide d'une courbe de Kaplan-Meier, accompagnée de son intervalle de confiance à 95%.

Un forest plot a été créé afin de résumer l'effectif, le recul en années ainsi que l'usure linéaire moyenne par an pour chacune des études le HXLPE en association avec une tête en CoCr ou en céramique.

Pour finir, la recherche de facteurs expliquant l'usure observée dans cette étude a été établie par des régressions linéaires univariées sur les variables d'intérêts.

Pour toutes les analyses, le degré de significativité choisi était de 0.05.

# RESULTATS

## 1. GENERALITES

169 prothèses totales de hanches utilisant un couple de frottement céramique d'alumine/HXLPE ont été implantées chez 147 patients entre Mars 2008 et Avril 2009.

Parmi ceux-ci 13 personnes sont décédés, 19 ont été perdues de vue, 69 ont été revues en consultation et 36 personnes n'ont pas souhaité se rendre à la consultation de suivi à 10 ans. Pour ces derniers, l'information sur la survie de la prothèse a donc été recueilli par entretien téléphonique.

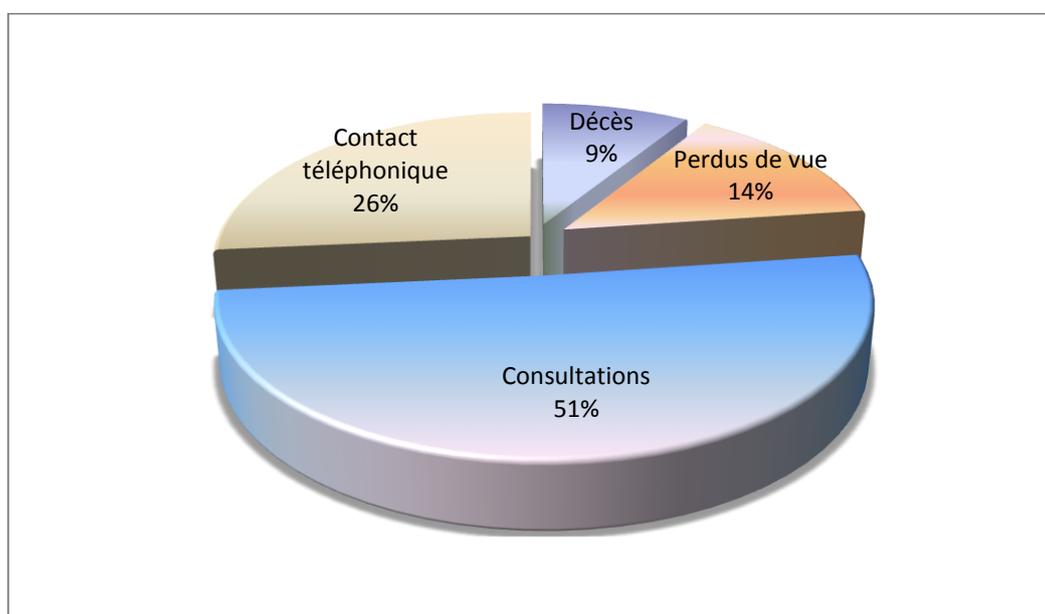


Figure 31- Répartition des patients au dernier recul.

## 2. SURVIE

### 2.1. ANALYSE DE SURVIE

Courbe de survie du couple d'implants pour l'ensemble de la population.

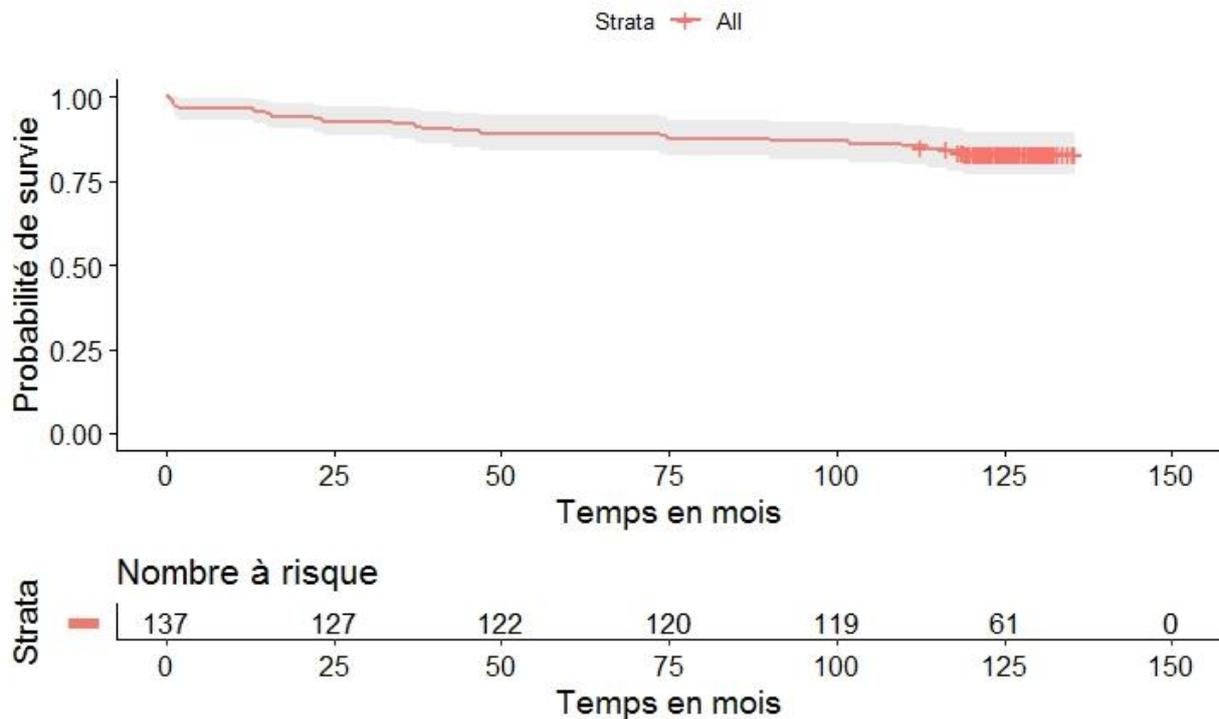


Figure 32- Courbe de survie pour l'évènement survie du couple de frottement toutes causes confondues.

La courbe de survie de Kaplan Meier pour l'évènement « survie du couple de frottement » montre une survie de 85% toute cause confondue au dernier recul. On note une première variation de la courbe lors de la première année du fait de sepsis précoces et aux révisions de PTH pour instabilité suite à des luxations. Puis la courbe diminue de façon homogène au cours du temps en raison des décès et des perdus de vue. Aucun patient n'a été révisé pour l'évènement « descellement aseptique ».

## 2.2. COMPLICATIONS

Dans cette série :

- 3 patients (1,8%) ont eu un sepsis sur leur prothèse,
- 6 patients (3,7%) ont présenté au moins un épisode de luxation,
- 5 patients (3,1%) ont eu une fracture périprothétique
- 1 autre patient (0,6%) a présenté une fracture de la tête en céramique col court.

A noter qu'aucun patient ne s'est plaint de squeaking.

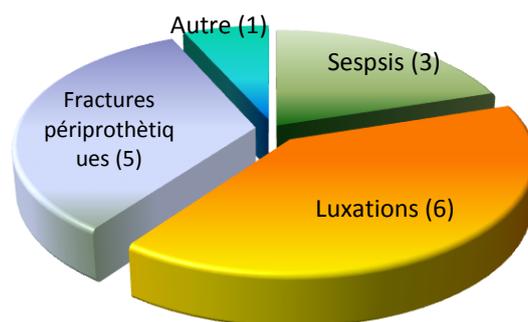


Figure 33- Complications survenues.

### 2.3. REPRISES CHIRURGICALES

Dans cette série, il y a 11 prothèses qui ont nécessité d'une révision :

- 3 pour sepsis ayant eu lieu la première année
- 3 pour instabilité : mise en place d'un insert double mobilité
- 4 pour fractures péri-prothétiques avec descèlement
- 1 pour fracture de la tête fémorale

### 3. RESULTATS CLINIQUES A 10 ANS

	Cohorte
<i>Scores fonctionnels</i>	
Harris Hip Score	94,1 (± 4,96)
PMA	17,4 (± 0,91)
<i>Activité</i>	
Devane	3,4 (± 0,63)
<i>Satisfaction</i>	
Très satisfait	46 (66,7%)
Satisfait	23 (33,3%)
Pas satisfait	0 (0%)
Déçu	0 (0%)

#### 3.1. LE SCORE DE POSTEL MERLE D'AUBIGNE

Le score de Postel Merle d'Aubigné à 10 ans est de 17,4 en moyenne avec des extrêmes allant de 14 à 18 et un écart type de 0,91.

### PMA à 10 ans

<i>Moyenne</i>	<i>Maximum</i>	<i>Minimum</i>	<i>Ecart type</i>
17,4	18	14	0,91

40 patients ont un excellent résultat, 16 patients ont un très bon résultat, 7 patients ont un bon résultat et 3 patients ont un résultat passable.

	<b>PMA préopératoire</b>	<b>PMA à 10 ans</b>
<b>Moyenne</b>	13,7	17,4
<b>Maximum</b>	18	18
<b>Minimum</b>	4	14
<b>Ecart type</b>	2,57	0,91

Le PMA moyen est de 13,7 ( $\pm$  2.57) en pré opératoire contre 17,4( $\pm$  0.91) à 10 ans soit une différence de 3,7. Il y a une différence statistiquement significative entre le score pré et post opératoire selon le test de Student avec  $p < 0,001$ .

### 3.2. LE SCORE DE HARRIS

Le score moyen de Harris à 10 ans était de 92,8 avec des extrêmes allant de 81 à 100 et un écart type de 4,96

61 patients ont un excellent résultat et 8 ont un bon résultat.

### Harris à 10 ans

<i>Moyenne</i>	<i>Maximum</i>	<i>Minimum</i>	<i>Ecart type</i>
94,1	100	81	4,96

### 3.3. ACTIVITE

L'activité est matérialisé par le score de Devane. Le score moyen à 10 ans est de 3,4 avec des extrêmes allant de 2 à 5 et un écart type de 0,63.

La répartition est la suivante ; deux patients ont un Devane à 2, trente six patients ont un devane à 3, dix neuf patients ont un Devane à 4 et trois patients ont un Devane à 5.

### Devane à 10 ans

<i>Moyenne</i>	<i>Maximum</i>	<i>Minimum</i>	<i>Ecart type</i>
3,4	5	2	0,63

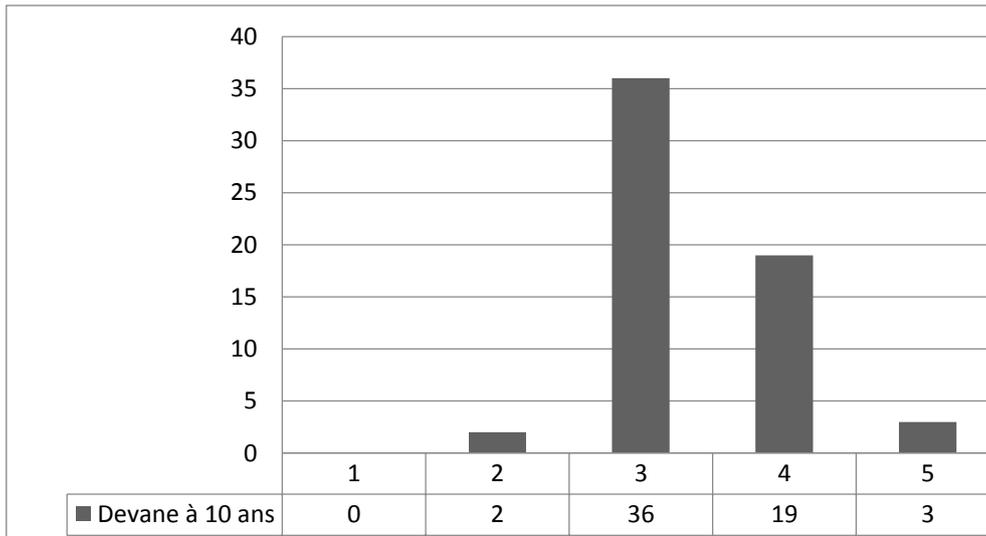


Figure 34- Distribution du score de Devane à 10 ans.

### 3.4. SCORE DE SATISFACTION

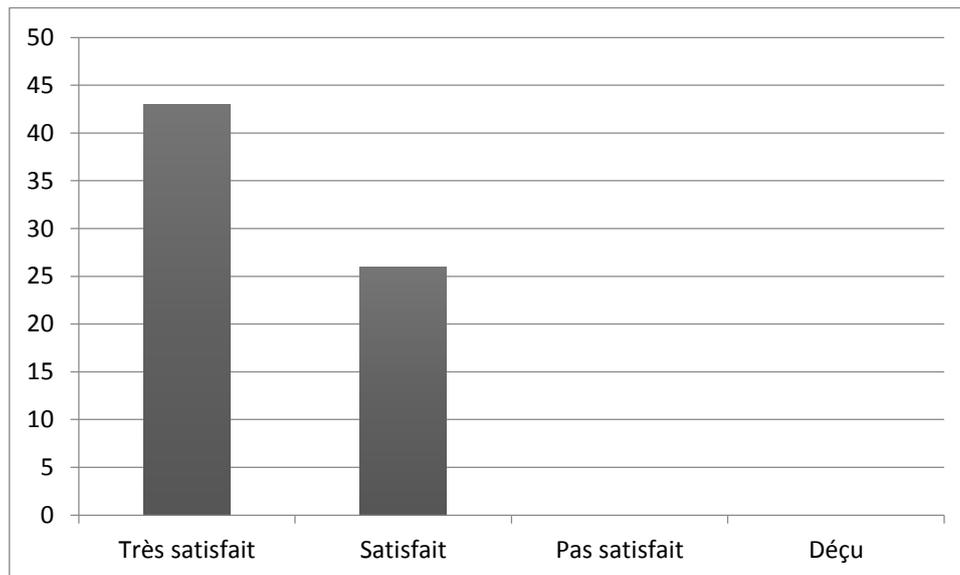


Figure 35- Score de satisfaction à 10 ans.

46 patients s'estiment très satisfaits de l'intervention et 23 sont satisfaits.

Il s'agit donc intervention efficace et cela fait écho aux excellents résultats du score de Harris et du très bon résultat du score PMA.

## 4. RESULTATS RADIOGRAPHIQUES

<i>Cohorte</i>	
<i>Usure linéaire moyenne par an</i>	
Résultat (mm/an)	0,043 ( $\pm 0,023$ )
<i>Orientation de la pièce cotyloïdienne</i>	
Inclinaison (en °)	46 ( $\pm 12,3$ )
Antéversion (en °)	21,5 ( $\pm 9,23$ )
<i>Usure linéaire moyenne par an en fonction de la taille de la tête fémorale</i>	
Tête de 28 mm (en mm/an)	0,042 ( $\pm 0,023$ )
Tête de 32 mm (en mm/an)	0,054 ( $\pm 0,033$ )
<i>Usure radiographique</i>	
Ostéolyse périprothétique	0 (0%)

## 4.1. ANALYSE DE L'USURE

### 4.1.1. L'usure linéaire moyenne par an :

L'usure linéaire moyenne par an était de 0.043 mm/an avec des extrêmes allant de 0,004 à 0,117 mm/an avec un écart type de 0,023 mm/an.

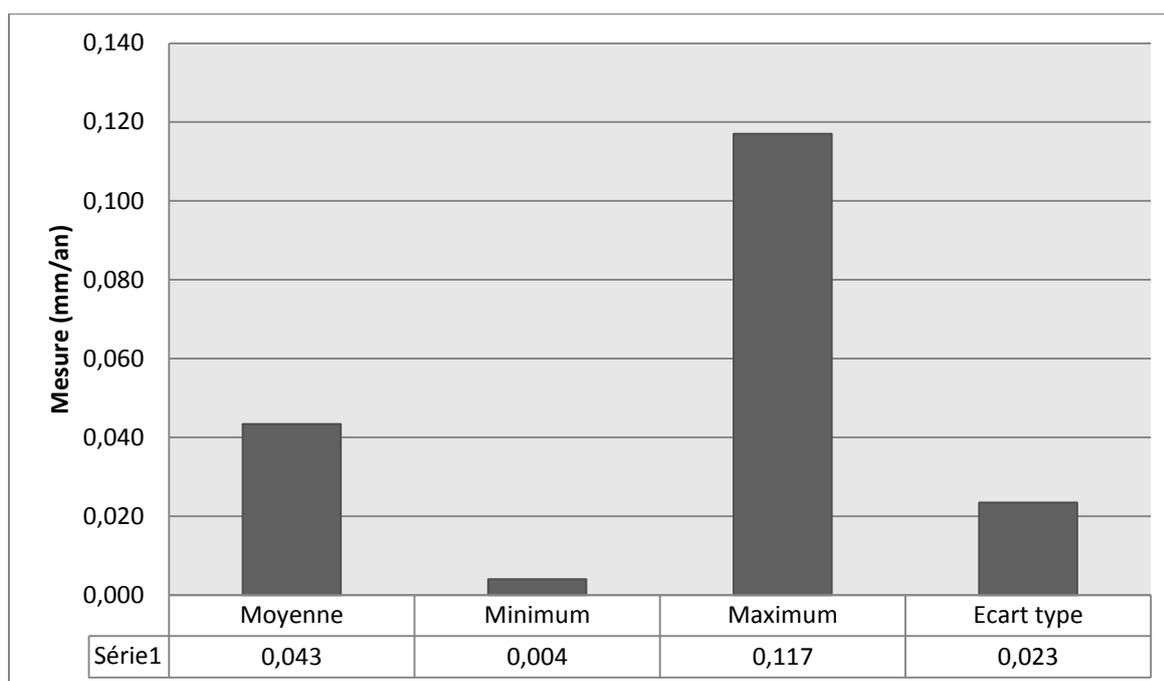


Figure 36- Usure linéaire moyenne par an.

### 4.1.2. Inclinaison de la cupule

L'inclinaison moyenne de la cupule est de 46° avec des extrêmes allant de 18,7° à 68,4° et un écart type de 12,30°

<b>Inclinaison (en degrés)</b>			
<i>Moyenne</i>	<i>Maximum</i>	<i>Minimum</i>	<i>Ecart type</i>
46,0	68,4	18,7	12,30

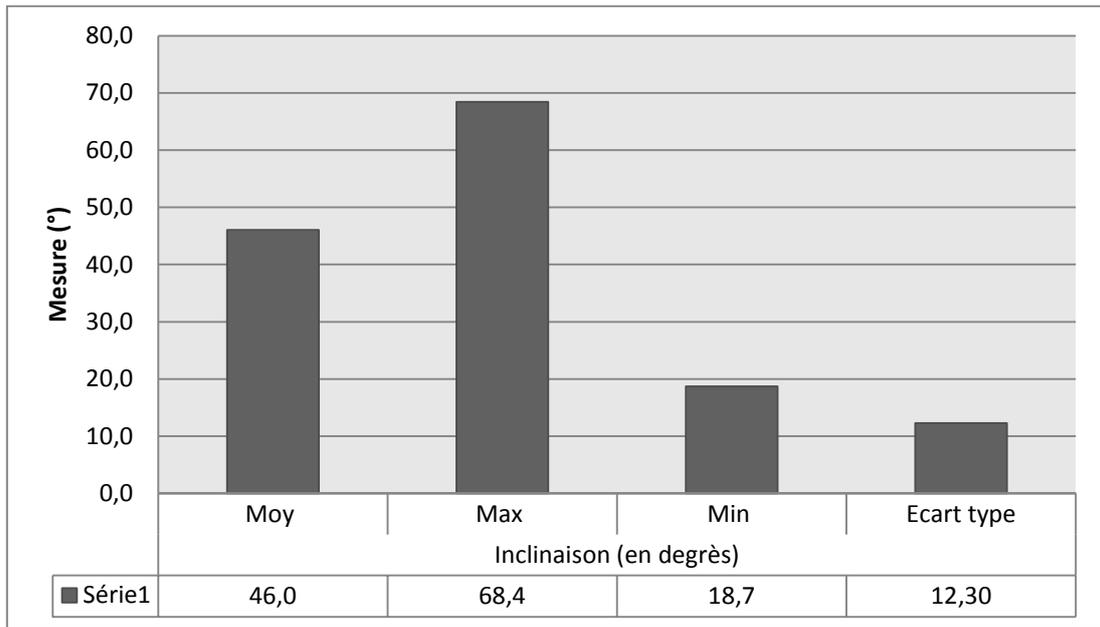


Figure 37- Inclinaison de l'implant acétabulaire.

#### 4.1.3. Antéversion de la cupule

L'antéversion moyenne de la cupule est de 21,5° avec des extrêmes allant de 2,5° à 40,1° et un écart type de 9,23°.

#### Antéversion (en degrés)

Moyenne	Maximum	Minimum	Ecart type
21,5	40,1	2,5	9,23

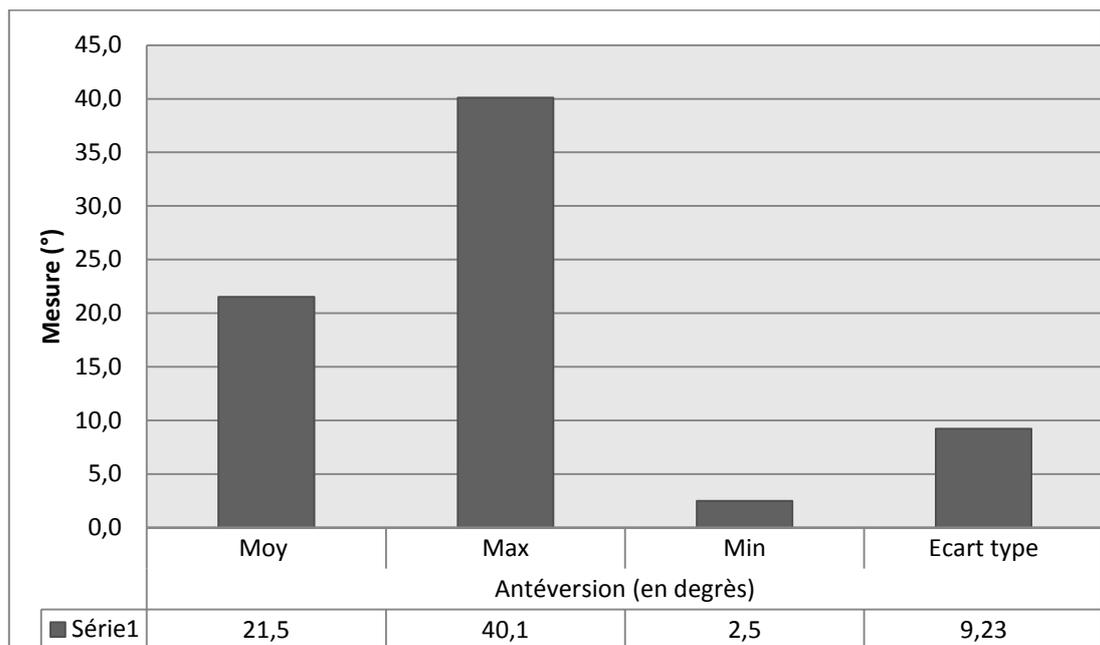


Figure 38- Antéversion de l'implant acétabulaire.

#### 4.1.4. Taille de la tête fémorale

Dans la série 66 têtes fémorales ont un diamètre de 28mm et 3 têtes ont un diamètre de 32 mm.

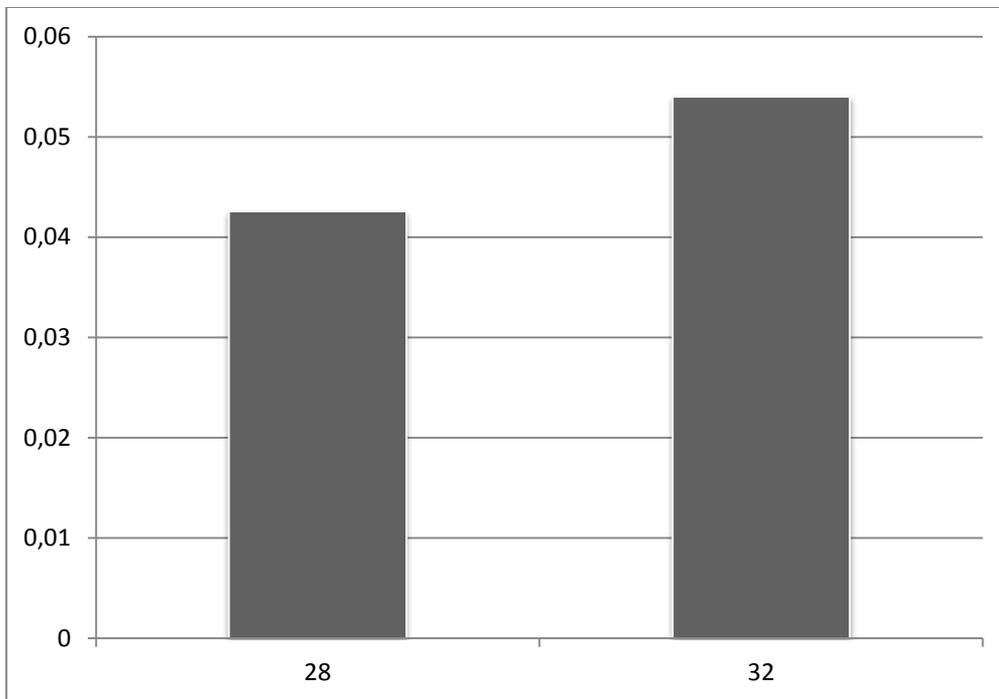


Figure 39- Usure linéaire moyenne en fonction de la taille de la tête fémorale.

L'usure linéaire moyenne/ an pour les têtes 28 mm est de 0,042 mm avec un écart type de 0,023 mm et elle est de 0,054 mm pour les têtes de diamètre 32 mm avec un écart type de 0,033 mm.

Dans notre série seules trois têtes sont de diamètre 32 mm.  
Ce faible échantillon ne permet pas de montrer une différence significative.

## 4.2. ANALYSE DE L'USURE LINEAIRE MOYENNE PAR AN

	Coefficient	p-value
Sexe (réf. = femme)	-0.0002	0.974
Age à la chirurgie	0.0001	0.770
IMC	0.0011	0.061
ASA	0.0073	0.068
Score Devane à 10 ans	0.0003	0.945
Taille tête fémorale (réf. = 28)	0.0139	0.429
Taille du cotyle	0.0011	0.152
Tilt	-0.0001	0.790
Antéversion	-0.0002	0.448

Réf. = catégorie de référence pour la variable

Aucune variable ne sort significative de ces régressions linéaires cherchant à expliquer l'usure linéaire moyenne par an.

On peut souligner une tendance à l'augmentation de l'usure lorsque l'IMC et le score ASA augmente.

En effet pour l'augmentation d'une unité d'IMC, l'usure linéaire moyenne par an augmentera en moyenne de 0.0011 ( $p=0.061$ ).

L'augmentation du score d'ASA semble augmenter l'usure linéaire en moyenne de 0.0073 unité par an ( $p = 0.068$ ).

### **4.3. L'OSTEOLYSE PERIPROTHETIQUE**

Aucune zone d'ostéolyse n'a été observée dans notre étude.

## DISCUSSION

Nous rapportons la première étude à notre connaissance évaluant le couple de frottement Céramique d'alumine/HXLPE avec un recul minimum de 10 ans chez des patients âgés de plus 30 ans au moment de l'opération.

Le HXLPE a aujourd'hui une littérature fournie concernant son utilisation comme insert dans un metalback cotyloïdien. Ainsi, bien des études ont décrits les résultats du couple CoCr/HXLPE avec des reculs dépassant les 15 ans.<sup>(135,136)</sup> Toutes les études comparatives ont montré des différences statistiquement significatives par rapport au CPE concernant l'usure du HXLPE.<sup>(137-140)</sup> En 2005, une des premières études avec un recul minimum de 5 ans retrouvait ainsi une usure de 0,029 mm/an contre 0,065 mm/an pour le CPE ( $p < 0,005$ ).<sup>(141)</sup> De nombreux auteurs ont alors publiés leur série présentant des usures allant de 0,004 mm/an<sup>(142)</sup> à 0,076 mm/an.<sup>(143)</sup> (Tableau à 10 ans) Devane rapporte les résultats à 10 ans d'une étude randomisée, contrôlée, en double aveugle comparant les couples CoCr/HXLPE au CoCr/CPE. Cette étude montre une usure significativement inférieure dans le groupe HXLPE ainsi qu'un taux de survie supérieur.<sup>(138)</sup> Hopper et al, dans une série publiée à 15,7 ans de recul (minimum 14 ans) confirment cette usure inférieure substantielle et retrouvent un taux de révision moins élevé. Tsukamoto<sup>(144)</sup> présente une étude comparative avec un recul supérieur à 15 ans. Sa particularité est de rapporter des résultats intermédiaires à 5, 10 et 15 ans. Ainsi, il retrouve une usure linéaire moyenne à 0,040 mm/an au dernier recul. Parmi ces patients 29% avaient une usure qui dépassait le seuil de 0,1 mm/an reconnu comme seuil critique pouvant entraîner l'ostéolyse.<sup>(52,145,146)</sup> Dans notre étude, un seul patient présente une usure  $> 0,1$  mm à 10 ans. La plupart des essais cliniques<sup>(138,143)</sup>, méta analyse<sup>(147)</sup> ou analyse des registres<sup>(148)</sup> s'accorde à dire que le HXLPE n'est pas associé à un sur-risque d'ostéolyse. Certaines publications font état d'usures de 0,0185 mm/an, 0,024 mm/an, 0,05 mm/an et 0,0331 mm/an pour des échantillons de patients âgés en moyenne et respectivement de 38,8 ans, 42 ans, 45,5 ans et 51,4 ans.<sup>(149-152)</sup> Ces patients jeunes ne semblent pas présenter d'usure augmentée<sup>(137,149,153,154)</sup> malgré leur activité importante pourtant reconnue comme facteur d'usure dans le CPE<sup>(103,155,156)</sup>.

Concernant le risque de descellement aseptique, certains articles ne trouvent pas de différences par rapport au CPE. Johanson et al,<sup>(137)</sup> en mesurant la migration des implants au fil du temps, la densité osseuse et le taux de révisions ne montre pas de différence significative avec le groupe contrôle. Ils concluent que le HXLPE ne réduit pas le descellement aseptique à l'inverse de l'usure. Une réserve peut être émise concernant le faible effectif (27 et 25 patients dans chaque groupe) et le recul. Devane rapporte dans sa série déjà présentée, un seul cas de descellement de l'implant fémoral contre 5 dans le groupe CPE.<sup>(138)</sup>

La littérature s'accorde à dire que l'ostéolyse périprothétique et donc le descellement dépendent de la taille, de la forme et du nombre de particules.<sup>(157-159)</sup> Ainsi l'usure du HXLPE relargue de plus nombreuses<sup>(160)</sup> et plus petites<sup>(161)</sup> particules dans l'articulation que le CPE. Elles représentent un plus faible volume mais sont reconnues biologiquement plus actives.<sup>(45,162)</sup> Le risque d'ostéolyse à long terme ne peut donc pas être écarté pour le HXLPE. Sa survie reste cependant excellente avec (100% à 10 ans)<sup>(140,163)</sup>. Il s'agit

cependant de résultats intermédiaires qu'il convient de suivre au long cours afin de définir si le HXLPE est associé à une diminution du taux de reprise. Toutes ces données présentent néanmoins un recul nettement inférieur à celles du CPE,<sup>(47)</sup> ce qui alimente le débat sur la survenue des complications et la supériorité à long terme. Les données actuelles de la littérature ne montrent pas de sur risque de révision pour descellement aseptique.<sup>(148)</sup>

En ce qui concerne l'utilisation de la céramique dans un couple dur/mou, les taux d'usure sont plus faibles que le métal en association avec le CPE.<sup>(164,165)</sup>

Les avantages de la céramique par rapport au métal notamment sa meilleure mouillabilité, sa rugosité plus faible et sa dureté augmentée concourent à en faire le meilleur couple dur/mou concernant l'usure.<sup>(164-167)</sup> L'évaluation du couple céramique/HXLPE est plus récente et les séries à un recul plus faibles. En 2010, une étude prospective de Nakahara à 6,7 ans de recul, retrouve une pénétration de la tête fémorale de 0,030 mm/an pour la zircone et 0,029 mm/an pour le CoCr. Il ne montre pas de différence significative entre les deux groupes concernant l'usure et les scores cliniques.<sup>(168)</sup>

Une étude française compare le couple alumine/alumine au couple alumine/HXLPE. Elle retrouve une usure linéaire très basse de 0,019 mm/an et aucune différence significative concernant la survie et les résultats cliniques à un recul minimum de 10 ans. L'auteur évalue également l'usure du couple alumine/alumine qui est un matériau radio opaque rendant la précision de la mesure incertaine (0,00183 mm/an).<sup>(169)</sup>

Pour des patients âgés en moyenne de 28,3 ans, Kim montre une usure de 0,031 mm/an ; il s'agit de la plus jeune série.<sup>(153)</sup> En 2015, une publication compare la céramique d'alumine, la céramique de zircone et le CoCr en association avec le HXLPE. Il n'est pas mis en évidence de différence significative sur l'usure et l'ostéolyse entre les trois groupes à 9 ans de recul minimum chez des patients de moins de 50 ans. Le couple alumine/HXLPE présentait l'usure la plus faible avec une mesure de 0,011 mm/an.<sup>(151)</sup> La même année Selvarajah rapporte les résultats d'une série utilisant uniquement une tête fémorale de céramique de diamètre 36 mm chez des patients de 59 ans en moyenne. L'usure mesurée est de 0,109 mm/an et l'orientation de la pièce cotyloïdienne ne montre pas de différence significative sur l'usure.<sup>(170)</sup> Karidakis et al, ont réalisé une étude comparative de 4 groupes : alumine tête 28 mm/CPE, alumine tête 28 mm/HXLPE, zircone tête 28 mm/HXLPE et zircone 32 mm/HXLPE. Les deux groupes utilisant la zircone sont ceux présentant l'usure la plus faible. Cette étude montre aussi l'usure qu'entraîne le rodage et le fluage sur ces 4 groupes au cours des 2 premières années.<sup>(171)</sup> Stambough et al, publient en 2016 les résultats d'une série de jeunes patients (39 ans) ou ils comparent pour un seul couple de frottement (alumine/HXLPE) deux diamètres de têtes fémorales (28 et 32 mm). Les taux d'usure retrouvés sont faibles avec 0,02 pour les têtes 28 mm et 0,032 pour les têtes 32 mm (non significatif). Le genre est une donnée significative dans cette étude où l'usure pour les femmes avec une tête 32 mm est plus importante.<sup>(172)</sup> A l'inverse, Mayer et al, montrent une usure volumétrique significativement plus importante pour les hommes avec une tête fémorale de 32 mm pour le même couple de frottement.<sup>(173)</sup> Une des dernières études en date, rapporte les résultats d'une série utilisant l'alumine et un HXLPE de seconde génération. L'usure est plus importante pour les têtes de 36 mm par rapport aux têtes de 32 mm.<sup>(174)</sup>

Gaudiani et al, dans une étude similaire utilisant un HXLPE de seconde génération et des têtes fémorales en alumine de mêmes diamètres, montrent une usure très faible (0,012 mm/an) mais pas de différence entre les deux groupes et pour tous les paramètres étudiés.<sup>(175)</sup>

Notre étude, de par ses résultats, est en accord avec la littérature. L'usure linéaire moyenne est de 0,043 mm/an ce qui est comparable aux principales études et en dessous du seuil critique d'usure(52,145,146). Aucune ostéolyse n'a été observée. Celle-ci n'est pas influencée par la taille de la tête fémorale ni par l'orientation des implants.

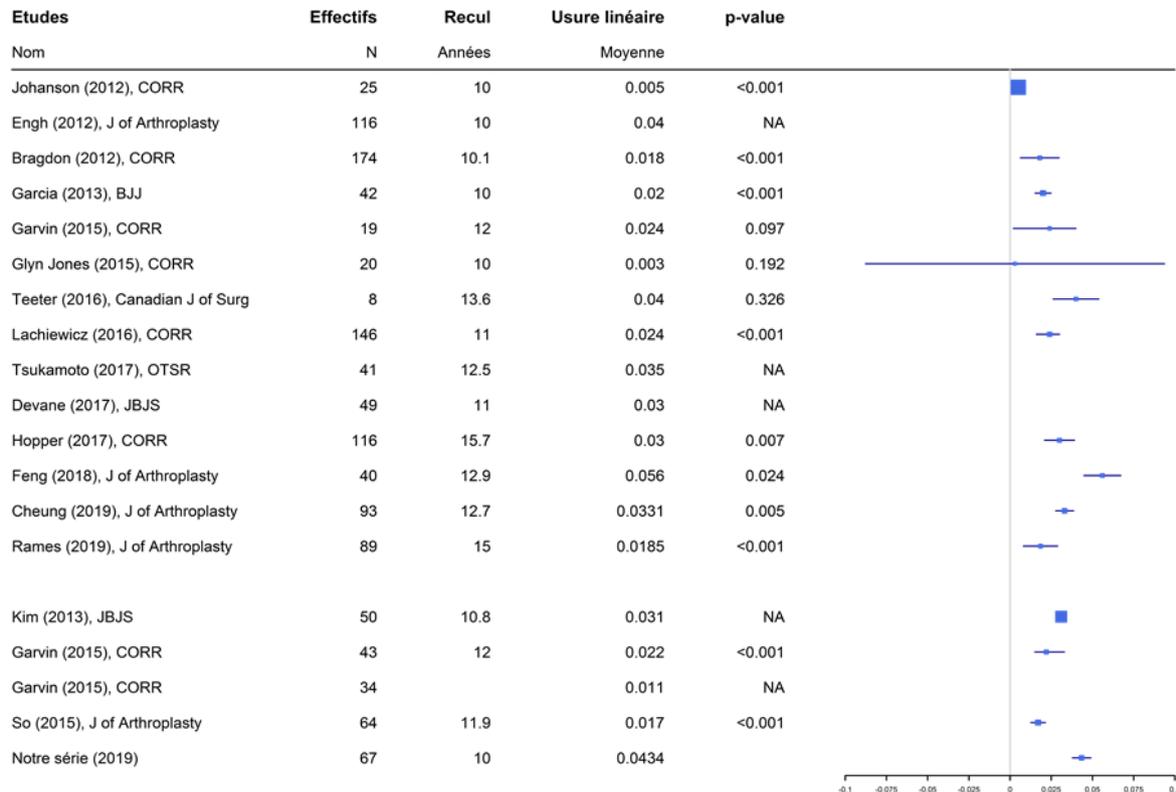


Figure 40- Forest plot des études utilisant les couples CoCr/HXLPE (1ère partie) et céramique/HXLPE (2ème partie) à un recul minimum de 10 ans.(annexe 6)

Dans la littérature, plusieurs études montrent un angle d'inclinaison critique de  $45^{\circ}$ <sup>(176,177)</sup> selon certains auteurs et  $55^{\circ}$ <sup>(178,179)</sup> pour d'autres, au-dessus de laquelle l'usure est plus importante dans l'utilisation du polyéthylène standard ainsi que du couple métal métal.<sup>(178)</sup> En revanche cette différence n'est pas retrouvée dans l'utilisation du polyéthylène hautement réticulé.<sup>(180)</sup> Mayeda retrouve une corrélation significative entre l'antéversion de la tige fémorale et l'usure pour laquelle elle est plus faible autour de  $18,2^{\circ}$  ( $p=0,02$ ).<sup>(181)</sup> Dans notre étude l'orientation de l'implant acétabulaire n'a pas montré de différence significative concernant l'usure ( $p=0,790$  et  $p=0,448$ ).

La taille de la tête fémorale est un facteur d'usure dans le couple CoCr/CPE.<sup>(182)</sup> En ce qui concerne le couple CoCr/HXLPE, la taille de la tête fémorale n'a pas montré de différence significative concernant l'usure linéaire, mais il existe une différence significative concernant l'usure volumétrique. Les grosses têtes fémorales ont ainsi une usure plus importante.<sup>(183,184)</sup> Pour le couple céramique/HXLPE deux études retrouvent une différence significative pour les têtes de 28 mm dont l'usure est moins importante que pour les têtes de 32 mm.<sup>(172,173)</sup>

Une autre étude trouve une usure significativement plus importantes pour les têtes de 36 mm par rapport aux têtes de 32 mm en utilisant un HXLPE de seconde génération<sup>(174)</sup> En accord avec ces résultats nous n'avons pas retrouvé de différence significative entre les deux diamètres de têtes utilisés ( $p=0,429$ ).

La luxation de hanche post-arthroplastie est la complication la plus fréquente. D. Hutten rapporte une fréquence de 2 à 3% dans une large revue de la littérature.<sup>(185)</sup> On estime en France qu'il y a entre 2800 et 4200 patients victimes de luxation sur les 140 000 prothèses implantées par an. Cette fréquence est de 0,9% pour la prothèse double mobilité.<sup>(186)</sup> Dans notre série, six patients ont été victime d'une luxation soit 3,7% de la série. Il s'agissait toujours de luxation précoce dans les six mois suivant l'intervention. Pour ces patients, seuls quatre avaient des cupules dont l'orientation respectait la « safe zone » de Lewinnek<sup>(187)</sup>. Ces résultats sont donc dans la tendance de la littérature récente qui remet en question cette zone de sécurité.<sup>(188,189)</sup>

Le niveau d'activité est un facteur reconnu d'usure.<sup>(103,190)</sup> Il est représenté par le score de Devane. Ce résultat n'est pas significatif dans notre étude.

On retrouve une donnée similaire avec le score ASA qui est un score représentatif de l'état de santé général du patient et donc indirectement de son niveau d'activité. Dans notre série ce paramètre a une corrélation avec  $p=0,063$ .

Le succès de l'arthroplastie de hanche repose sur ses excellents résultats fonctionnels. Ils ont déjà été montré pour le couple CoCr/CPE avec un PMA de 17,2 ( $\pm 0,8$ ), considéré comme très bon, pour les prothèses de Charnley/Kerboull<sup>(47)</sup>. Les résultats sont similaires pour le HXLPE. Stambough et al, retrouvent un HHS de 81,9 ( $\pm 19$ ) (bon score), Dorr et al ont un score Harris de 94 ( $\pm 8$ ) pour le HXLPE et 96 ( $\pm 7$ ) (excellents score et différence non significatives), Hanna et al rapportent un HHS de 90,9 et 89,3 pour les HXLPE et CPE et Bragdon présente un HHS de 85 ( $\pm 16$ ) (bon score). Notre série présente un excellent score avec un HHS de 94,1 ( $\pm 4,96$ ).

En revanche, nous déplorons une fracture de tête céramique dans notre étude. Il s'agissait d'un patient âgé de 76 ans lors de la chirurgie ayant pour principal antécédent une polyarthrite rhumatoïde traitée par corticothérapie au long cours et Methotrexate. Il a été opéré dans le cadre d'une coxite rhumatismale. Il s'agit donc d'une prothèse de première intention. Il a été opéré par voie d'abord postéro-latérale de Moore. Les implants mis en place étaient une tige avenir non cimentée taille 6 standard associée à une tête Sulox de diamètre 28 col court et un insert Durasul dans un métalback Allofit de 48 mm. Les suites n'ont pas posé de soucis et le patient a retrouvé une indolence et une autonomie très rapide. Il a commencé à se plaindre de douleurs inguinales à 10 mois post op puis de bruits dans la hanche à 1 an et rapidement une douleur importante ayant diminué son autonomie. Il a consulté à 1 an et 3 mois où le diagnostic de fracture de tête céramique a été prononcé suite à un bilan radiographique. Sur la radiographie il y avait un contact entre le cône morse et le métalback. Il a alors été opéré immédiatement pour un changement bipolaire. Le compte rendu opératoire fait état d'une fracture comminutive de la tête et d'une fracture de l'insert en polyéthylène ainsi que d'une importante métallose. La reconstruction s'est faite avec une tige Cimentée PF (Zimmer) de taille 8, une tête céramique col moyen, une fémorotomie a été réduite par des cerclages métalliques, le cotyle a été remplacé par un cotyle Allofit à vis de taille 54 et un insert en HXLPE a été mis en place. L'appui a été interdit pendant 45 jours. A

24h de l'intervention le patient a présenté une luxation antérieure, réduite sous anesthésie générale. Il a par la suite bénéficié d'un système anti luxation. Il a pu reprendre l'appui à J45 et à 4 mois post opératoire le patient avait repris la marche sans aide mécanique. Il n'a pas présenté de nouvelles complications par la suite.

Cet événement s'écarte des données de la littérature. La survenue de fracture de tête en céramique est de 1 pour 5000 prothèses et de 1/100000 pour les têtes en céramique composite (AMC).<sup>(130)</sup> Une autre analyse se concentrant sur les alumines des deux premières générations retrouve un taux de fracture de tête de 0,07% (1 pour 1428) dans le couple alumine/CPE et 0,06% (1 pour 1763) dans le couple alumine/alumine.<sup>(191)</sup>

La principale limite de cette étude réside dans son design et par conséquent son niveau de preuve. Il s'agit d'une étude descriptive rétrospective de niveau IV.

Nous n'avons pas comparé notre série à un groupe contrôle. La plupart des études comparent leurs résultats à un bras contrôle qui utilise le couple CoCr/CPE. Cela s'est avéré impossible car dans la période étudiée, aucune prothèse utilisant le couple CoCr/CPE n'a été implanté au CHU Nantes.

Les autres couples de frottement utilisés dans les prothèses de première intention sont alumine/ alumine et les implants doubles mobilités dont la méthode de mesure de l'usure est difficile et non validée.

Cette limite est à atténuer car l'abondance de la littérature à ce sujet permet de trouver des séries avec des échantillons similaires et utilisant la même méthode de mesure.<sup>(138,144)</sup>

La plupart des patients n'avaient pas de score clinique renseigné directement dans leur observation préopératoire. Très peu de score de Devane et Harris étaient présents. Nous n'avons donc pas pu utiliser ces scores en préopératoire. En revanche, le PMA même s'il n'était pas à chaque fois mentionné dans l'observation, était toujours calculable avec les éléments présents dans le courrier.

L'indice de masse corporelle (IMC) utilisée dans cette étude est un paramètre validé uniquement pour les patients de moins de 65 ans, ce qui correspond à 65,3% de la cohorte. Pour les autres patients ce chiffre n'est pas validé.

L'analyse de la satisfaction, est une analyse subjective.

Les radiographies ont été réalisées de façon reproductible. L'analyse a été faite par un opérateur unique et indépendant à l'aide du logiciel Polyware (Draftware,IN) ; un logiciel validé pour la mesure de l'usure des composants des prothèses de hanche ainsi que leur orientation.<sup>(103)</sup> Une avarie technique a rendu impossible la mesure en 3D. L'utilisation de ce logiciel a pu constituer un biais de mesure. Il possède une courbe d'apprentissage. Les mesures ont donc été débutées après une longue prise en main. Une variabilité intra observateur a été observée. Elle a été optimisée en réalisant cinq mesures par hanche puis en éliminant la valeur la plus faible et la valeur la plus haute et en réalisant la moyenne des trois autres mesures.

Toutes les caractéristiques épidémiologiques de cette série découlent du couple de frottement utilisé, à savoir céramique d'alumine/polyéthylène hautement réticulé, qui est une prothèse simple mobilité.

Ainsi, il ne s'agit ici que de prothèses de première intention chez des patients qui pour la plupart ont moins de 75 ans, comme le suggèrent les recommandations du service.

De ce fait, la moyenne d'âge et les étiologies diffèrent par rapport aux données fournies par la littérature et notamment le registre SOFCOT pour la même année.<sup>(192)</sup>

La population étant plus jeune, le taux d'ostéonécrose est plus représenté dans notre série, à l'inverse de la coxarthrose primitive.

**Tableau 4- Tableau comparatif de notre série aux données du registre de la SOFCOT.**

		<b>Notre série</b>	<b>Registre SOFCOT 2008</b>
<b>Etiologies (%)</b>	<b>Moyenne d'âge</b>	62,2	69
	<b>Genre (% d'hommes)</b>	52	44
	<b>Coxarthrose primaire</b>	61,5	74
	<b>Dysplasie de hanche</b>	5	7
	<b>Ostéonécrose</b>	16,7	5
	<b>Fracture</b>	7,5	4
	<b>Coxarthrose secondaire</b>	7,5	4

## CONCLUSION

Ce travail confirme donc les espoirs placés dans le couple alumine/HXLPE. Elle rapporte une faible usure, aucun signe d'ostéolyse et aucune révision pour descellement aseptique à un recul minimum de 10 ans. Comme pour l'ensemble des autres études, nos résultats nécessitent d'être suivis dans le temps pour tirer des conclusions et contribuer à l'amélioration de cette procédure.

L'implant idéal ne se luxé pas et ne s'use pas au fil du temps.

Le concept de double mobilité apporte une première réponse à la problématique de l'instabilité. L'évolution de l'arthroplastie totale de hanche passera peut être par une prothèse de hanche double mobilité utilisant une tête fémorale en alumine composite, s'articulant dans une cupule en polyéthylène hautement réticulé. Une première étude de la Mayo Clinic est récemment apparue à propos de ce type d'implant. Le recul est actuellement de 4 ans.<sup>(193)</sup>

La formidable histoire de l'arthroplastie totale de hanche s'écrit encore en 2019. Cependant son avenir sera peut-être un jour remis en cause par l'avancée technologique en matière de compréhension de la physiologie cellulaire de la repousse du cartilage.

**Vu, le Président du Jury,**

Professeur François Gouin

**Vu, le Directeur de Thèse,**

Docteur Kevin Brulefert

**Vu, le Doyen de la Faculté,**

Professeur Pascale JOLLIET

## BIBLIOGRAPHIE

1. Etude des facteurs associés aux révisions sur prothèses totales de hanche (PTH) : rôle du mode d'ancrage (cimentage) et des constituants prothétiques (couple de frottement) dans les révisions chirurgicales. [Internet]. ANSM; 2015. Disponible sur: [https://ansm.sante.fr/var/ansm\\_site/storage/original/application/e80a734ff948788653344d0aea5729e6.pdf](https://ansm.sante.fr/var/ansm_site/storage/original/application/e80a734ff948788653344d0aea5729e6.pdf)
2. Kamaruzaman H, Kinghorn P, Oppong R. Cost-effectiveness of surgical interventions for the management of osteoarthritis: a systematic review of the literature. *BMC Musculoskelet Disord.* 2017;18(1):183.
3. Registre National Suédois. 2017.
4. Loth FL, Giesinger JM, Giesinger K, MacDonald DJ, Simpson AHRW, Howie CR, et al. Impact of Comorbidities on Outcome After Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2017;32(9):2755-61.
5. Lernout T, Labalette C, Sedel L, Kormann P, Duteil C, Le Divenah A, et al. Cost analysis in total hip arthroplasty: experience of a teaching medical center located in Paris. *Orthop Traumatol Surg Res.* avr 2010;96(2):113-23.
6. Assmann G, Kasch R, Hofer A, Schulz AP, Kayser R, Lahm A, et al. An economic analysis of aseptic revision hip arthroplasty: calculation of partial hospital costs in relation to reimbursement. *Arch Orthop Trauma Surg.* mars 2014;134(3):413-20.
7. Barton JR. On the treatment of ankylosis by the formation of artificial joints. 1827. *Clin Orthop Relat Res.* mars 2007;456:9-14.
8. Barton JR. On the Treatment of Anchylosis, by the Formation of Artificial Joints. *Lond Med Phys J.* août 1827;3(14):138-50.
9. Hernigou P. Earliest times before hip arthroplasty: from John Rhea Barton to Themistocles Glück. *Int Orthop.* nov 2013;37(11):2313-8.
10. Gluck T. Report on the positive results obtained by the modern surgical experiment regarding the suture and replacement of defects of superior tissue, as well as the utilization of re-absorbable and living tamponade in surgery. 1891. *Clin Orthop Relat Res.* juin 2011;469(6):1528-35.
11. Smith-Petersen MN. The classic: Treatment of malum coxae senilis, old slipped upper femoral epiphysis, intrapelvic protrusion of the acetabulum, and coxa plana by means of acetabuloplasty. 1936. *Clin Orthop Relat Res.* mars 2009;467(3):608-15.
12. Smith-Petersen MN. The classic: Evolution of mould arthroplasty of the hip joint by M. N. Smith-Petersen, *J. Bone Joint Surg.* 30B:L:59, 1948. *Clin Orthop Relat Res.* août 1978;(134):5-11.
13. Wiles P. The surgery of the osteo-arthritic hip. *Clin Orthop Relat Res.* déc 2003;(417):3-16.
14. Charnley J. Using Teflon in arthroplasty of the hip-joint. *J Bone Joint Surg Am.* juin 1966;48(4):819.
15. Brand RA. Biographical sketch: Sir John Charnley MD, 1911-1982. *Clin Orthop Relat Res.* déc 2010;468(12):3147-8.
16. Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet.* 27 mai 1961;1(7187):1129-32.

17. Charnley J. Total hip replacement. JAMA. 18 nov 1974;230(7):1025-8.
18. Griffith MJ, Seidenstein MK, Williams D, Charnley J. Socket wear in Charnley low friction arthroplasty of the hip. Clin Orthop Relat Res. déc 1978;(137):37-47.
19. Boardman KP, Charnley J. Low-friction arthroplasty after fracture-dislocations of the hip. J Bone Joint Surg Br. nov 1978;60-B(4):495-7.
20. McKee GK. Minneapolis hip prosthesis. J R Soc Med. juin 1985;78(6):513.
21. McKee GK. The Norwich method of total hip replacement: development and main indications. Ann R Coll Surg Engl. févr 1974;54(2):53-62.
22. McKee GK, Watson-Farrar J. Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. J Bone Joint Surg Br. mai 1966;48(2):245-59.
23. Guilleminet M, Judet R. Acrylic prostheses in surgery of the hip (1st report by R. Judet). Orthop Traumatol Surg Res. févr 2014;100(1):5-14.
24. Boutin P. Total hip arthroplasty using a ceramic prosthesis. Pierre Boutin (1924-1989). Clin Orthop Relat Res. oct 2000;(379):3-11.
25. Christel P, Meunier A, Dorlot JM, Crolet JM, Witvoet J, Sedel L, et al. Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery. Ann N Y Acad Sci. 1988;523:234-56.
26. Noyer D, Caton JH. Once upon a time.... Dual mobility: history. Int Orthop. mars 2017;41(3):611-8.
27. Noyer D. La troisième articulation des prothèses de hanche à double mobilité. Maitrise orthopédique. 2003;121:20-2.
28. Bobynd JD, Tanzer M, Krygier JJ, Dujovne AR, Brooks CE. Concerns with modularity in total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. janv 1994;(298):27-36.
29. Chen PC, Mead EH, Pinto JG, Colwell CW. Polyethylene wear debris in modular acetabular prostheses. Clin Orthop Relat Res. août 1995;(317):44-56.
30. Chmell MJ, Rispler D, Poss R. The impact of modularity in total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. oct 1995;(319):77-84.
31. Collier JP, Mayor MB, Williams IR, Surprenant VA, Surprenant HP, Currier BH. The tradeoffs associated with modular hip prostheses. Clin Orthop Relat Res. févr 1995;(311):91-101.
32. Cook SD, Barrack RL, Clemow AJ. Corrosion and wear at the modular interface of uncemented femoral stems. J Bone Joint Surg Br. janv 1994;76(1):68-72.
33. Delaunay. Couple de frottement des prothèses totales de hanche. Ce qu'un chirurgien orthopédiste devrait savoir. © Elsevier; 2003.
34. Barrack RL, Burke DW, Cook SD, Skinner HB, Harris WH. Complications related to modularity of total hip components. J Bone Joint Surg Br. sept 1993;75(5):688-92.
35. Bizot P, Larrouy M, Witvoet J, Sedel L, Nizard R. Press-fit metal-backed alumina sockets: a minimum 5-year followup study. Clin Orthop Relat Res. oct 2000;(379):134-42.

36. Schmidt R, Willmann G, Pitto RP. Uncemented acetabular components with polyethylene or alumina liners. *Int Orthop*. 2003;27(2):85-9.
37. Langlais F. *Le polyéthylène en 1997*. Expansion Scientifique Publications; 1997.
38. Salvati EA, Lieberman JR, Huk OL, Evans BG. Complications of femoral and acetabular modularity. *Clin Orthop Relat Res*. oct 1995;(319):85-93.
39. Ritter MA. The cemented acetabular component of a total hip replacement. All polyethylene versus metal backing. *Clin Orthop Relat Res*. févr 1995;(311):69-75.
40. Learmonth ID, Hussell JG, Smith EJ. Inadequate polyethylene thickness and osteolysis in cementless hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. avr 1997;12(3):305-9.
41. Wirtz DC, Gravius S, Ascherl R, Thorweihle M, Forst R, Noeth U, et al. Uncemented femoral revision arthroplasty using a modular tapered, fluted titanium stem: 5- to 16-year results of 163 cases. *Acta Orthop*. déc 2014;85(6):562-9.
42. Charnley J. The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. 1970. *Clin Orthop Relat Res*. janv 2005;(430):3-11; discussion 2.
43. Charnley J, Halley DK. Rate of wear in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res*. oct 1975;(112):170-9.
44. Langlais F, Lambotte JC, Thomazeau H, Dreano T. [Wear and loosening of prostheses]. *Chirurgie*. 1997;122(3):232-6.
45. Green TR, Fisher J, Stone M, Wroblewski BM, Ingham E. Polyethylene particles of a « critical size » are necessary for the induction of cytokines by macrophages in vitro. *Biomaterials*. déc 1998;19(24):2297-302.
46. Garellick G, Malchau H, Herberts P. Survival of hip replacements. A comparison of a randomized trial and a registry. *Clin Orthop Relat Res*. juin 2000;(375):157-67.
47. Kerboull L, Hamadouche M, Courpied JP, Kerboull M. Long-term results of Charnley-Kerboull hip arthroplasty in patients younger than 50 years. *Clin Orthop Relat Res*. janv 2004;(418):112-8.
48. Courpied J-P, Caton JH. Total Hip Arthroplasty, state of the art for the 21st century. *Int Orthop*. févr 2011;35(2):149-50.
49. Callaghan JJ, Bracha P, Liu SS, Piyaworakhun S, Goetz DD, Johnston RC. Survivorship of a Charnley total hip arthroplasty. A concise follow-up, at a minimum of thirty-five years, of previous reports. *J Bone Joint Surg Am*. nov 2009;91(11):2617-21.
50. Wroblewski BM, Siney PD, Fleming PA. Charnley low-friction arthroplasty: survival patterns to 38 years. *J Bone Joint Surg Br*. août 2007;89(8):1015-8.
51. HAS. *Evaluation des prothèses de hanches*. 2014.
52. Dumbleton JH, Manley MT, Edidin AA. A literature review of the association between wear rate and osteolysis in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. août 2002;17(5):649-61.
53. Hamadouche M. *Les polyéthylènes hautement réticulés*. Elsevier Masson; 2008.

54. Oonishi H, Kuno M, Tsuji E, Fujisawa A. The optimum dose of gamma radiation-heavy doses to low wear polyethylene in total hip prostheses. *J Mater Sci Mater Med.* janv 1997;8(1):11-8.
55. Grobbelaar CJ, du Plessis TA, Marais F. The radiation improvement of polyethylene prostheses. A preliminary study. *J Bone Joint Surg Br.* août 1978;60-B(3):370-4.
56. Wroblewski BM, Siney PD, Dowson D, Collins SN. Prospective clinical and joint simulator studies of a new total hip arthroplasty using alumina ceramic heads and cross-linked polyethylene cups. *J Bone Joint Surg Br.* mars 1996;78(2):280-5.
57. Wroblewski BM, Siney PD, Fleming PA. Low-friction arthroplasty of the hip using alumina ceramic and cross-linked polyethylene. A ten-year follow-up report. *J Bone Joint Surg Br.* janv 1999;81(1):54-5.
58. Wroblewski BM, Siney PD, Fleming PA. Low-friction arthroplasty of the hip using alumina ceramic and cross-linked polyethylene. A 17-year follow-up report. *J Bone Joint Surg Br.* sept 2005;87(9):1220-1.
59. Sutula LC, Collier JP, Saum KA, Currier BH, Currier JH, Sanford WM, et al. The Otto Aufranc Award. Impact of gamma sterilization on clinical performance of polyethylene in the hip. *Clin Orthop Relat Res.* oct 1995;(319):28-40.
60. Harris WH, Muratoglu OK. A review of current cross-linked polyethylenes used in total joint arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* janv 2005;(430):46-52.
61. Collier JP, Currier BH, Kennedy FE, Currier JH, Timmins GS, Jackson SK, et al. Comparison of cross-linked polyethylene materials for orthopaedic applications. *Clin Orthop Relat Res.* sept 2003;(414):289-304.
62. D'Lima DD, Hermida JC, Chen PC, Colwell CW. Polyethylene cross-linking by two different methods reduces acetabular liner wear in a hip joint wear simulator. *J Orthop Res.* sept 2003;21(5):761-6.
63. Gordon AC, D'Lima DD, Colwell CW. Highly cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg.* sept 2006;14(9):511-23.
64. Jacobs CA, Christensen CP, Greenwald AS, McKellop H. Clinical performance of highly cross-linked polyethylenes in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* déc 2007;89(12):2779-86.
65. McKellop H, Shen FW, Lu B, Campbell P, Salovey R. Development of an extremely wear-resistant ultra high molecular weight polyethylene for total hip replacements. *J Orthop Res.* mars 1999;17(2):157-67.
66. Muratoglu OK, Bragdon CR, O'Connor DO, Jasty M, Harris WH. A novel method of cross-linking ultra-high-molecular-weight polyethylene to improve wear, reduce oxidation, and retain mechanical properties. Recipient of the 1999 HAP Paul Award. *J Arthroplasty.* févr 2001;16(2):149-60.
67. Ries MD, Pruitt L. Effect of cross-linking on the microstructure and mechanical properties of ultra-high molecular weight polyethylene. *Clin Orthop Relat Res.* nov 2005;440:149-56.
68. Muratoglu OK, Bragdon CR, O'Connor D, Perinchieff RS, Estok DM, Jasty M, et al. Larger diameter femoral heads used in conjunction with a highly cross-linked ultra-high molecular weight polyethylene: a new concept. *J Arthroplasty.* déc 2001;16(8 Suppl 1):24-30.

69. Hermida JC, Bergula A, Chen P, Colwell CW, D'Lima DD. Comparison of the wear rates of twenty-eight and thirty-two-millimeter femoral heads on cross-linked polyethylene acetabular cups in a wear simulator. *J Bone Joint Surg Am.* déc 2003;85(12):2325-31.
70. Fisher J, McEwen HMJ, Tipper JL, Galvin AL, Ingram J, Kamali A, et al. Wear, debris, and biologic activity of cross-linked polyethylene in the knee: benefits and potential concerns. *Clin Orthop Relat Res.* nov 2004;(428):114-9.
71. Ingram JH, Stone M, Fisher J, Ingham E. The influence of molecular weight, crosslinking and counterface roughness on TNF-alpha production by macrophages in response to ultra high molecular weight polyethylene particles. *Biomaterials.* août 2004;25(17):3511-22.
72. Baker DA, Bellare A, Pruitt L. The effects of degree of crosslinking on the fatigue crack initiation and propagation resistance of orthopedic-grade polyethylene. *J Biomed Mater Res A.* 1 juill 2003;66(1):146-54.
73. Bradford L, Baker D, Ries MD, Pruitt LA. Fatigue crack propagation resistance of highly crosslinked polyethylene. *Clin Orthop Relat Res.* déc 2004;(429):68-72.
74. Gencur SJ, Rimnac CM, Kurtz SM. Fatigue crack propagation resistance of virgin and highly crosslinked, thermally treated ultra-high molecular weight polyethylene. *Biomaterials.* mars 2006;27(8):1550-7.
75. Kurtz SM, Bergström J, Rimnac CM. Failure property distributions for conventional and highly crosslinked ultrahigh molecular weight polyethylenes. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater.* mai 2005;73(2):214-20.
76. Sychterz CJ, Engh CA, Yang A, Engh CA. Analysis of temporal wear patterns of porous-coated acetabular components: distinguishing between true wear and so-called bedding-in. *J Bone Joint Surg Am.* juin 1999;81(6):821-30.
77. Glyn-Jones S, McLardy-Smith P, Gill HS, Murray DW. The creep and wear of highly cross-linked polyethylene: a three-year randomised, controlled trial using radiostereometric analysis. *J Bone Joint Surg Br.* mai 2008;90(5):556-61.
78. Delaunay CP. Metal-on-metal bearings in cementless primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* déc 2004;19(8 Suppl 3):35-40.
79. Kim S-Y, Kyung H-S, Ihn J-C, Cho M-R, Koo K-H, Kim C-Y. Cementless Metasul metal-on-metal total hip arthroplasty in patients less than fifty years old. *J Bone Joint Surg Am.* nov 2004;86(11):2475-81.
80. Zahiri CA, Schmalzried TP, Ebramzadeh E, Szuszczewicz ES, Salib D, Kim C, et al. Lessons learned from loosening of the McKee-Farrar metal-on-metal total hip replacement. *J Arthroplasty.* avr 1999;14(3):326-32.
81. Willert HG, Semlitsch M. Reactions of the articular capsule to wear products of artificial joint prostheses. *J Biomed Mater Res.* mars 1977;11(2):157-64.
82. Harris WH. The problem is osteolysis. *Clin Orthop Relat Res.* févr 1995;(311):46-53.
83. Blacker GJ, Charnley J. Changes in the upper femur after low friction arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* déc 1978;(137):15-23.

84. Bouraly JP. Metallurgie du métal-métal appliquée à l'arthroplastie totale de hanche. Cahier d'enseignement de la SOFCOT; 2005.
85. Sieber HP, Rieker CB, Köttig P. Analysis of 118 second-generation metal-on-metal retrieved hip implants. *J Bone Joint Surg Br.* janv 1999;81(1):46-50.
86. Rieker CB, Schön R, Köttig P. Development and validation of a second-generation metal-on-metal bearing: laboratory studies and analysis of retrievals. *J Arthroplasty.* déc 2004;19(8 Suppl 3):5-11.
87. Amstutz HC, Grigoris P. Metal on metal bearings in hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* août 1996;(329 Suppl):S11-34.
88. Ziaee H, Daniel J, Datta AK, Blunt S, McMinn DJW. Transplacental transfer of cobalt and chromium in patients with metal-on-metal hip arthroplasty: a controlled study. *J Bone Joint Surg Br.* mars 2007;89(3):301-5.
89. Brodner W, Gröbl A, Jankovsky R, Meisinger V, Lehr S, Gottsauner-Wolf F. Cup inclination and serum concentration of cobalt and chromium after metal-on-metal total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* déc 2004;19(8 Suppl 3):66-70.
90. Migaud H, Jobin A, Chantelot C, Giraud F, Laffargue P, Duquennoy A. Cementless metal-on-metal hip arthroplasty in patients less than 50 years of age: comparison with a matched control group using ceramic-on-polyethylene after a minimum 5-year follow-up. *J Arthroplasty.* déc 2004;19(8 Suppl 3):23-8.
91. Prothèses totales de hanche à couple de frottement métal-métal. Recommandations HAS; 2013.
92. Capello WN, D'Antonio JA, Feinberg JR, Manley MT, Naughton M. Ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty: update. *J Arthroplasty.* oct 2008;23(7 Suppl):39-43.
93. Dorlot JM. Long-term effects of alumina components in total hip prostheses. *Clin Orthop Relat Res.* sept 1992;(282):47-52.
94. Dorlot JM, Christel P, Meunier A. Wear analysis of retrieved alumina heads and sockets of hip prostheses. *J Biomed Mater Res.* déc 1989;23(A3 Suppl):299-310.
95. Prudhommeaux F, Hamadouche M, Nevelos J, Doyle C, Meunier A, Sedel L. Wear of alumina-on-alumina total hip arthroplasties at a mean 11-year followup. *Clin Orthop Relat Res.* oct 2000;(379):113-22.
96. Nizard R, Pourreyron D, Raould A, Hannouche D, Sedel L. Alumina-on-alumina hip arthroplasty in patients younger than 30 years old. *Clin Orthop Relat Res.* févr 2008;466(2):317-23.
97. Masonis JL, Bourne RB, Ries MD, McCalden RW, Salehi A, Kelman DC. Zirconia femoral head fractures: a clinical and retrieval analysis. *J Arthroplasty.* oct 2004;19(7):898-905.
98. Lerouge S, Huk O, Yahia LH, Sedel L. Characterization of in vivo wear debris from ceramic-ceramic total hip arthroplasties. *J Biomed Mater Res.* déc 1996;32(4):627-33.
99. Mochida Y, Boehler M, Salzer M, Bauer TW. Debris from failed ceramic-on-ceramic and ceramic-on-polyethylene hip prostheses. *Clin Orthop Relat Res.* août 2001;(389):113-25.
100. Lopes R, Philippeau JM, Passuti N, Gouin F. High rate of ceramic sandwich liner fracture. *Clin Orthop Relat Res.* juin 2012;470(6):1705-10.

101. Nich C, Sariali E-H, Sari Ali E-H, Hannouche D, Nizard R, Witvoet J, et al. Long-term results of alumina-on-alumina hip arthroplasty for osteonecrosis. *Clin Orthop Relat Res.* déc 2003;(417):102-11.
102. Levai JP. *Les prothèses totales de hanche.* Elsevier; 2008.
103. Devane PA, Horne JG, Martin K, Coldham G, Krause B. Three-dimensional polyethylene wear of a press-fit titanium prosthesis. Factors influencing generation of polyethylene debris. *J Arthroplasty.* avr 1997;12(3):256-66.
104. Hui AJ. Validation of two and three-dimensional radiographic techniques for measuring polyethylene wear after total hip arthroplasty. *JBJS.* 2003;
105. Sychterz CJ, Yang AM, McAuley JP, Engh CA. Two-dimensional versus three-dimensional radiographic measurements of polyethylene wear. *Clin Orthop Relat Res.* août 1999;(365):117-23.
106. Sychterz CJ, Engh CA, Shah N, Engh CA. Radiographic evaluation of penetration by the femoral head into the polyethylene liner over time. *J Bone Joint Surg Am.* juill 1997;79(7):1040-6.
107. Bragdon CR, Martell JM, Estok DM, Greene ME, Malchau H, Harris WH. A new approach for the Martell 3-D method of measuring polyethylene wear without requiring the cross-table lateral films. *J Orthop Res.* juill 2005;23(4):720-5.
108. Martell JM, Berdia S. Determination of polyethylene wear in total hip replacements with use of digital radiographs. *J Bone Joint Surg Am.* nov 1997;79(11):1635-41.
109. Devane PA, Horne JG. Assessment of polyethylene wear in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* déc 1999;(369):59-72.
110. Selvik G. Roentgen stereophotogrammetry. A method for the study of the kinematics of the skeletal system. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1989;232:1-51.
111. Nebergall AK, Rader K, Palm H, Malchau H, Greene ME. Precision of radiostereometric analysis (RSA) of acetabular cup stability and polyethylene wear improved by adding tantalum beads to the liner. *Acta Orthop.* 2015;86(5):563-8.
112. Pijls BG, Nieuwenhuijse MJ, Fiocco M, Plevier JW, Middeldorp S, Nelissen RG, et al. Early proximal migration of cups is associated with late revision in THA: a systematic review and meta-analysis of 26 RSA studies and 49 survival studies. *Acta Orthop.* déc 2012;83(6):583-91.
113. Börlin N, Thien T, Kärrholm J. The precision of radiostereometric measurements. Manual vs. digital measurements. *J Biomech.* janv 2002;35(1):69-79.
114. Bragdon CR, Estok DM, Malchau H, Kärrholm J, Yuan X, Bourne R, et al. Comparison of two digital radiostereometric analysis methods in the determination of femoral head penetration in a total hip replacement phantom. *J Orthop Res.* mai 2004;22(3):659-64.
115. Bragdon CR, Malchau H, Yuan X, Perinchieff R, Kärrholm J, Börlin N, et al. Experimental assessment of precision and accuracy of radiostereometric analysis for the determination of polyethylene wear in a total hip replacement model. *J Orthop Res.* juill 2002;20(4):688-95.
116. Postel M, Langlais F. [The wear and tear of stellite total hip prostheses: in vivo studies and clinical results]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1977;63 Suppl 2:84-94.

117. Levine BR, Hsu AR, Skipor AK, Hallab NJ, Paprosky WG, Galante JO, et al. Ten-year outcome of serum metal ion levels after primary total hip arthroplasty: a concise follow-up of a previous report\*. *J Bone Joint Surg Am.* 20 mars 2013;95(6):512-8.
118. Nam D, Salih R, Brown KM, Nunley RM, Barrack RL. Metal Ion Levels in Young, Active Patients Receiving a Modular, Dual Mobility Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2017;32(5):1581-5.
119. Hall RM, Craig PS, Siney P, Unsworth A, Wroblewski BM. Differences in the rates of penetration determined from radiographic and shadowgraphic measurements of acetabular sockets. *J Arthroplasty.* août 1998;13(5):570-5.
120. Fisher J, Hu XQ, Stewart TD, Williams S, Tipper JL, Ingham E, et al. Wear of surface engineered metal-on-metal hip prostheses. *J Mater Sci Mater Med.* mars 2004;15(3):225-35.
121. Gremillard L, Martin L, Zych L, Crosnier E, Chevalier J, Charbouillot A, et al. Combining ageing and wear to assess the durability of zirconia-based ceramic heads for total hip arthroplasty. *Acta Biomater.* juill 2013;9(7):7545-55.
122. Ingham E, Fisher J. Biological reactions to wear debris in total joint replacement. *Proc Inst Mech Eng H.* 2000;214(1):21-37.
123. Doorn PF, Campbell PA, Worrall J, Benya PD, McKellop HA, Amstutz HC. Metal wear particle characterization from metal on metal total hip replacements: transmission electron microscopy study of periprosthetic tissues and isolated particles. *J Biomed Mater Res.* oct 1998;42(1):103-11.
124. Kadoya Y, Kobayashi A, Ohashi H. Wear and osteolysis in total joint replacements. *Acta Orthop Scand Suppl.* févr 1998;278:1-16.
125. Massin P. Biologie de l'ostéolyse périprothétique. In: *Prothèse totale de hanche Les choix. (Cahiers d'enseignement de la SOFCOT).*
126. Massin P, Viguier E, Flautre B, Hardouin P, Astoin E, Duponchel B. Migration of polyethylene debris along well-fixed cemented implants. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater.* 15 févr 2004;68(2):140-8.
127. Brulefert K, Córdova LA, Brulin B, Faucon A, Hulin P, Nedellec S, et al. Pro-osteoclastic in vitro effect of Polyethylene-like nanoparticles: Involvement in the pathogenesis of implant aseptic loosening. *J Biomed Mater Res A.* 2016;104(11):2649-57.
128. Sadoghi P, Pawelka W, Liebensteiner MC, Williams A, Leithner A, Labek G. The incidence of implant fractures after total hip arthroplasty. *Int Orthop.* janv 2014;38(1):39-46.
129. Connes H. Rupture de matériel. In: *Prothèses totales de hanche Les choix. (Cahiers d'enseignement de la SOFCOT).*
130. Lee G-C, Kim RH. Incidence of Modern Alumina Ceramic and Alumina Matrix Composite Femoral Head Failures in Nearly 6 Million Hip Implants. *J Arthroplasty.* 2017;32(2):546-51.
131. D'aubigne RM, Postel M. Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis. *J Bone Joint Surg Am.* juin 1954;36-A(3):451-75.
132. Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am.* juin 1969;51(4):737-55.

133. Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC. « Modes of failure » of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop Relat Res.* juin 1979;(141):17-27.
134. McBride TJ, Prakash D. How to read a postoperative total hip replacement radiograph. *Postgrad Med J.* févr 2011;87(1024):101-9.
135. Feng JE, Novikov D, Chen K, Kim K, Bookman J, Anoushiravani AA, et al. Up to 18-Year Follow-Up Wear Analysis of a First-Generation Highly Cross-Linked Polyethylene in Primary Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2018;33(10):3325-8.
136. Cheung A, Yan CH, Fu H, Cheung MH, Chan PK, Chiu KY. Ten- to Sixteen-Year Follow-Up of Highly Cross-Linked Polyethylene in Total Hip Arthroplasty: What Factors Affect Wear? *J Arthroplasty.* sept 2019;34(9):2016-21.
137. Johanson P-E, Digas G, Herberts P, Thanner J, Kärrholm J. Highly crosslinked polyethylene does not reduce aseptic loosening in cemented THA 10-year findings of a randomized study. *Clin Orthop Relat Res.* nov 2012;470(11):3083-93.
138. Devane PA, Horne JG, Ashmore A, Mutimer J, Kim W, Stanley J. Highly Cross-Linked Polyethylene Reduces Wear and Revision Rates in Total Hip Arthroplasty: A 10-Year Double-Blinded Randomized Controlled Trial. *J Bone Joint Surg Am.* 18 oct 2017;99(20):1703-14.
139. García-Rey E, García-Cimbrelo E, Cruz-Pardos A. New polyethylenes in total hip replacement: A ten- to 12-year follow-up study. *Bone Joint J.* mars 2013;95-B(3):326-32.
140. Hopper RH, Ho H, Sritulanondha S, Williams AC, Engh CA. Otto Aufranc Award: Crosslinking Reduces THA Wear, Osteolysis, and Revision Rates at 15-year Followup Compared With Noncrosslinked Polyethylene. *Clin Orthop Relat Res.* 2018;476(2):279-90.
141. Dorr LD, Wan Z, Shahrdar C, Sirianni L, Boutary M, Yun A. Clinical performance of a Durasul highly cross-linked polyethylene acetabular liner for total hip arthroplasty at five years. *J Bone Joint Surg Am.* août 2005;87(8):1816-21.
142. Morita D, Seki T, Higuchi Y, Takegami Y, Ishiguro N. Differences in Femoral Head Penetration Between Highly Cross-Linked Polyethylene Cemented Sockets and Uncemented Liners. *J Arthroplasty.* 2017;32(12):3796-801.
143. Takada R, Jinno T, Koga D, Miyatake K, Muneta T, Okawa A. Comparison of wear rate and osteolysis between second-generation annealed and first-generation remelted highly cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty. A case control study at a minimum of five years. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2017;103(4):537-41.
144. Tsukamoto M, Ohnishi H, Mori T, Kawasaki M, Uchida S, Sakai A. Fifteen-Year Comparison of Wear and Osteolysis Analysis for Cross-Linked or Conventional Polyethylene in Cementless Total Hip Arthroplasty for Hip Dysplasia-A Retrospective Cohort Study. *J Arthroplasty.* 2017;32(1):161-165.e1.
145. Orishimo KF, Claus AM, Sychterz CJ, Engh CA. Relationship between polyethylene wear and osteolysis in hips with a second-generation porous-coated cementless cup after seven years of follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* juin 2003;85(6):1095-9.
146. Glyn-Jones S, Thomas GER, Garfjeld-Roberts P, Gundle R, Taylor A, McLardy-Smith P, et al. The John Charnley Award: Highly crosslinked polyethylene in total hip arthroplasty decreases long-term wear: a double-blind randomized trial. *Clin Orthop Relat Res.* févr 2015;473(2):432-8.

147. Kurtz SM, Gawel HA, Patel JD. History and systematic review of wear and osteolysis outcomes for first-generation highly crosslinked polyethylene. *Clin Orthop Relat Res.* août 2011;469(8):2262-77.
148. Paxton E, Cafri G, Havelin L, Stea S, Pallisó F, Graves S, et al. Risk of revision following total hip arthroplasty: metal-on-conventional polyethylene compared with metal-on-highly cross-linked polyethylene bearing surfaces: international results from six registries. *J Bone Joint Surg Am.* 17 déc 2014;96 Suppl 1:19-24.
149. Kim Y-H, Choi Y, Kim J-S. Cementless total hip arthroplasty with alumina-on-highly cross-linked polyethylene bearing in young patients with femoral head osteonecrosis. *J Arthroplasty.* févr 2011;26(2):218-23.
150. Min B-W, Lee K-J, Song K-S, Bae K-C, Cho C-H. Highly cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty for osteonecrosis of the femoral head: a minimum 5-year follow-up study. *J Arthroplasty.* mars 2013;28(3):526-30.
151. Garvin KL, White TC, Dusad A, Hartman CW, Martell J. Low wear rates seen in THAs with highly crosslinked polyethylene at 9 to 14 years in patients younger than age 50 years. *Clin Orthop Relat Res.* déc 2015;473(12):3829-35.
152. Rames RD, Stambough JB, Pashos GE, Maloney WJ, Martell JM, Clohisy JC. Fifteen-Year Results of Total Hip Arthroplasty With Cobalt-Chromium Femoral Heads on Highly Cross-Linked Polyethylene in Patients 50 Years and Less. *J Arthroplasty.* juin 2019;34(6):1143-9.
153. Kim Y-H, Park J-W, Patel C, Kim D-Y. Polyethylene wear and osteolysis after cementless total hip arthroplasty with alumina-on-highly cross-linked polyethylene bearings in patients younger than thirty years of age. *J Bone Joint Surg Am.* 19 juin 2013;95(12):1088-93.
154. Bragdon CR, Doerner M, Martell J, Jarrett B, Palm H, Multicenter Study Group, et al. The 2012 John Charnley Award: Clinical multicenter studies of the wear performance of highly crosslinked remelted polyethylene in THA. *Clin Orthop Relat Res.* févr 2013;471(2):393-402.
155. D'Antonio JA, Capello WN, Manley MT, Feinberg J. Hydroxyapatite coated implants. Total hip arthroplasty in the young patient and patients with avascular necrosis. *Clin Orthop Relat Res.* nov 1997;(344):124-38.
156. Mont MA, Maar DC, Krackow KA, Jacobs MA, Jones LC, Hungerford DS. Total hip replacement without cement for non-inflammatory osteoarthritis in patients who are less than forty-five years old. *J Bone Joint Surg Am.* mai 1993;75(5):740-51.
157. Yang S-Y, Ren W, Park Y, Sieving A, Hsu S, Nasser S, et al. Diverse cellular and apoptotic responses to variant shapes of UHMWPE particles in a murine model of inflammation. *Biomaterials.* sept 2002;23(17):3535-43.
158. Matthews JB, Besong AA, Green TR, Stone MH, Wroblewski BM, Fisher J, et al. Evaluation of the response of primary human peripheral blood mononuclear phagocytes to challenge with in vitro generated clinically relevant UHMWPE particles of known size and dose. *J Biomed Mater Res.* nov 2000;52(2):296-307.
159. Kobayashi A, Freeman MA, Bonfield W, Kadoya Y, Yamac T, Al-Saffar N, et al. Number of polyethylene particles and osteolysis in total joint replacements. A quantitative study using a tissue-digestion method. *J Bone Joint Surg Br.* sept 1997;79(5):844-8.

160. Scott M, Morrison M, Mishra SR, Jani S. Particle analysis for the determination of UHMWPE wear. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater.* mai 2005;73(2):325-37.
161. Baxter RM, MacDonald DW, Kurtz SM, Steinbeck MJ. Characteristics of highly cross-linked polyethylene wear debris in vivo. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater.* avr 2013;101(3):467-75.
162. Fisher J, Bell J, Barbour PS, Tipper JL, Matthews JB, Besong AA, et al. A novel method for the prediction of functional biological activity of polyethylene wear debris. *Proc Inst Mech Eng H.* 2001;215(2):127-32.
163. Hanna SA, Somerville L, McCalden RW, Naudie DD, MacDonald SJ. Highly cross-linked polyethylene decreases the rate of revision of total hip arthroplasty compared with conventional polyethylene at 13 years' follow-up. *Bone Joint J.* janv 2016;98-B(1):28-32.
164. Cuckler JM, Bearcroft J, Asgian CM. Femoral head technologies to reduce polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* août 1995;(317):57-63.
165. Derbyshire B, Fisher J, Dowson D, Hardaker C, Brummitt K. Comparative study of the wear of UHMWPE with zirconia ceramic and stainless steel femoral heads in artificial hip joints. *Med Eng Phys.* mai 1994;16(3):229-36.
166. Kim Y-H, Kim J-S. Tribological and material analyses of retrieved alumina and zirconia ceramic heads correlated with polyethylene wear after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br.* juin 2008;90(6):731-7.
167. Zichner LP, Willert HG. Comparison of alumina-polyethylene and metal-polyethylene in clinical trials. *Clin Orthop Relat Res.* sept 1992;(282):86-94.
168. Nakahara I, Nakamura N, Nishii T, Miki H, Sakai T, Sugano N. Minimum five-year follow-up wear measurement of longevity highly cross-linked polyethylene cup against cobalt-chromium or zirconia heads. *J Arthroplasty.* déc 2010;25(8):1182-7.
169. Epinette J-A, Manley MT. No differences found in bearing related hip survivorship at 10-12 years follow-up between patients with ceramic on highly cross-linked polyethylene bearings compared to patients with ceramic on ceramic bearings. *J Arthroplasty.* juill 2014;29(7):1369-72.
170. Selvarajah E, Hooper G, Grabowski K, Frampton C, Woodfield TBF, Inglis G. The rates of wear of X3 highly cross-linked polyethylene at five years when coupled with a 36 mm diameter ceramic femoral head in young patients. *Bone Joint J.* nov 2015;97-B(11):1470-4.
171. Karidakis GK, Karachalios T. Oxidized zirconium head on crosslinked polyethylene liner in total hip arthroplasty: a 7- to 12-year in vivo comparative wear study. *Clin Orthop Relat Res.* déc 2015;473(12):3836-45.
172. Stambough JB, Pashos G, Bohnenkamp FC, Maloney WJ, Martell JM, Clohisy JC. Long-Term Results of Total Hip Arthroplasty with 28-Millimeter Cobalt-Chromium Femoral Heads on Highly Cross-Linked Polyethylene in Patients 50 Years and Less. *J Arthroplasty.* janv 2016;31(1):162-7.
173. Mayer C, Rommelmann M, Behringer M, Jäger M, Krauspe R, Zilkens C. Wear Kinetics of Highly Cross-Linked and Conventional Polyethylene Are Similar at Medium-term Follow-Up After Primary Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2018;33(8):2671-6.

174. Deckard ER, Meneghini RM. Femoral Head Penetration Rates of Second-Generation Sequentially Annealed Highly Cross-Linked Polyethylene at Minimum Five Years. *J Arthroplasty*. 2019;34(4):781-8.
175. Gaudiani MA, White PB, Ghazi N, Ranawat AS, Ranawat CS. Wear Rates With Large Metal and Ceramic Heads on a Second Generation Highly Cross-Linked Polyethylene at Mean 6-Year Follow-Up. *J Arthroplasty*. 2018;33(2):590-4.
176. Little NJ, Busch CA, Gallagher JA, Rorabeck CH, Bourne RB. Acetabular polyethylene wear and acetabular inclination and femoral offset. *Clin Orthop Relat Res*. nov 2009;467(11):2895-900.
177. Patil S, Bergula A, Chen PC, Colwell CW, D'Lima DD. Polyethylene wear and acetabular component orientation. *J Bone Joint Surg Am*. 2003;85-A Suppl 4:56-63.
178. De Haan R, Pattyn C, Gill HS, Murray DW, Campbell PA, De Smet K. Correlation between inclination of the acetabular component and metal ion levels in metal-on-metal hip resurfacing replacement. *J Bone Joint Surg Br*. oct 2008;90(10):1291-7.
179. Tian J-L, Sun L, Hu R-Y, Han W, Tian X-B. Correlation of Cup Inclination Angle with Liner Wear for Metal-on-polyethylene in Hip Primary Arthroplasty. *Orthop Surg*. mai 2017;9(2):186-90.
180. Teeter MG, Lanting BA, Naudie DD, McCalden RW, Howard JL, MacDonald SJ. Highly crosslinked polyethylene wear rates and acetabular component orientation: a minimum ten-year follow-up. *Bone Joint J*. 2018;100-B(7):891-7.
181. Mayeda BF, Haw JG, Battenberg AK, Schmalzried TP. Femoral-Acetabular Mating: The Effect of Femoral and Combined Anteversion on Cross-Linked Polyethylene Wear. *J Arthroplasty*. 2018;33(10):3320-4.
182. Jasty M, Goetz DD, Bragdon CR, Lee KR, Hanson AE, Elder JR, et al. Wear of polyethylene acetabular components in total hip arthroplasty. An analysis of one hundred and twenty-eight components retrieved at autopsy or revision operations. *J Bone Joint Surg Am*. mars 1997;79(3):349-58.
183. Lachiewicz PF, Soileau ES, Martell JM. Wear and Osteolysis of Highly Crosslinked Polyethylene at 10 to 14 Years: The Effect of Femoral Head Size. *Clin Orthop Relat Res*. févr 2016;474(2):365-71.
184. Hammerberg EM, Wan Z, Dastane M, Dorr LD. Wear and range of motion of different femoral head sizes. *J Arthroplasty*. sept 2010;25(6):839-43.
185. Hutten D. Luxations et subluxations des prothèses totales de hanche. *Cahiers d'enseignement de la SOFCOT*. 2005. (Prothèse totale de hanche. Les choix.).
186. Reina N, Pareek A, Krych AJ, Pagnano MW, Berry DJ, Abdel MP. Dual-Mobility Constructs in Primary and Revision Total Hip Arthroplasty: A Systematic Review of Comparative Studies. *J Arthroplasty*. 2019;34(3):594-603.
187. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am*. mars 1978;60(2):217-20.
188. Dorr LD, Callaghan JJ. Death of the Lewinnek « Safe Zone ». *J Arthroplasty*. 2019;34(1):1-2.

189. Abdel MP, von Roth P, Jennings MT, Hanssen AD, Pagnano MW. What Safe Zone? The Vast Majority of Dislocated THAs Are Within the Lewinnek Safe Zone for Acetabular Component Position. *Clin Orthop Relat Res.* févr 2016;474(2):386-91.
190. Schmalzried TP, Shepherd EF, Dorey FJ, Jackson WO, dela Rosa M, Fa'vae F, et al. The John Charnley Award. Wear is a function of use, not time. *Clin Orthop Relat Res.* déc 2000;(381):36-46.
191. Fritsch EW, Gleitz M. Ceramic femoral head fractures in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* juill 1996;(328):129-36.
192. Registre des arthroplasties de hanche SOFCOT. 2008.
193. Chalmers BP, Mangold DG, Hanssen AD, Pagnano MW, Trousdale RT, Abdel MP. Uniformly low serum cobalt levels after modular dual-mobility total hip arthroplasties with ceramic heads: a prospective study in high-risk patients. *Bone Joint J.* 2019;101-B(6\_Supple\_B):57-61.

# ANNEXE

## Annexe 1- Score PMA

### Score de Merle d'Aubigné-Postel (à évaluer par le clinicien)

18 pour une hanche parfaite, 0 pour un très mauvais résultat

DOULEUR		MOBILITE			MARCHE-STABILITE
		Pas d'attitude vicieuse	Attitude vicieuse en flexion ou RE	Attitude vicieuse en ABD, ADD ou RI	
6	Aucune	Flexion $\geq 90^\circ$	Aucune	Aucune	Normale ou illimitée
5	Rare Légère	70° à 90°	Aucune	Aucune	Limitée ou légère boiterie si prolongée Canne pour longues distances Pas d'instabilité
4	Après 30mn à 1h de marche	50° à 70°	Abaisser la note de 1 point	Abaisser la note de 2 points	Canne pour sortir Boiterie nette Légère instabilité
3	Après 10 à 20mn de marche	30° à 50°			Canne en permanence Instabilité
2	Avant 10mn de marche	< 30°			2 cannes
1	Immédiatement à La marche				Béquilles
0					Marche impossible

## Score de Harris (à évaluer par le clinicien)

100 pour une hanche parfaite, 0 pour un très mauvais résultat

### DOULEUR (44)

0 : - Totalement invalide, douleurs permanentes même au lit

10 : - Douleur marquée, limitation grave des activités

20 : - Douleur modérée mais tolérable, entraînant quelques limitations à l'activité ordinaire ou du travail, occasionnelle pouvant exiger des médicaments antidouleurs plus forts que les antalgiques mineurs

30 : - Légère douleur, aucun effet sur les activités habituelles. Peut parfois survenir après une activité inhabituelle. Peut prendre des antalgiques mineurs

40 : - Légère, occasionnelle, n'entraînant aucune limitation des activités

44 : - Aucune

### PERIMETRE DE MARCHE (11)

0 : - lit et chaise

2 : - dans la maison

5 : - 10 à 15 minutes

8 : - 30 minutes

11 : - illimité

### ACTIVITES – CHAUSSURES – CHAUSSETTES (4)

0 : - incapacité de mettre les chaussettes ou nouer les lacets

2 : - avec difficulté

4 : - avec aisance

### TRANSPORT PUBLIC (1)

0 : - impossible d'utiliser les transports publics (bus)

1 : - capable d'utiliser les transports (bus)

### BOITERIE (11)

0 : - sévère ou incapable de marcher

5 : - modérée

8 : - légère

11 : - aucune

### SOUTIEN (11)

0 : - deux béquilles ou incapable de marcher

2 : - deux cannes

3 : - une béquille

5 : - canne la plupart du temps

7 : - canne pour de longues promenades

11 :- aucune

#### ESCALIERS (4)

- 0 : - impossible de monter et descendre
- 1 : - possible mais de manière non orthodoxe
- 2 : - normalement, à l'aide d'une rampe
- 4 : - normalement, sans la rampe

#### ASSIS (5)

- 0 : - impossible de s'asseoir confortablement sur une chaise
- 3 : - sur une chaise pendant 30 minutes
- 5 : - confortablement sur une chaise ordinaire pendant une heure

#### MOBILITES (5)

si flexion 0-110°, si abduction 0-20°, si adduction 0-15°, si rotation externe 0-15°.

En dehors de ces limites il faut attribuer les 5 points de la façon suivante

*multiplier le nombre de degrés possibles dans le volant de mobilité que présente la hanche par l'index qui lui correspond*

*Flexion entre 0 et 45° : nombre de degrés multiplié par 1.0*

*Flexion entre 45 et 90° : nombre de degrés multiplié par 0.6*

*Flexion entre 90 et 110° : nombre de degrés multiplié par 0.3*

*Abduction entre 0 et 15° : nombre de degrés multiplié par 0.8*

*Abduction entre 15 et 20° : nombre de degrés multiplié par 0.3*

*Abduction >20° : nombre de degrés multiplié par 0*

*RE entre 0 et 15° : nombre de degrés multiplié par 0.4*

*RE >15° : nombre de degrés multiplié par 0*

*RI qq soit le nbre de degré : nombre de degrés multiplié par 0*

*Adduction entre 0 et 15° : nombre de degrés multiplié par 0.*

Etudes	Hanches	Age	BMI	Couple	Implants	Recul (ans)	usure lineaire/an (mm/an)	Système de mesure	Harris score	PMA pré op	PMA post op
<b>COUPLES UTILISANT LE METAL</b>											
Johanson (2012), CORR	25	55		CoCr/XLPE	Durasul	10	0,005 RSA (2ans)		95		
Engl (2012), J of Arthroplasty	116	62,5	28,6	CoCr/XLPE	Marathon	10	0,04 Martell hip		88		
Bragdon (2012), CORR	174	60		CoCr/XLPE		10,1	0,018 Hip analyse suite		87		
Garcia (2013), BJJ	42	67,4		CoCr/XLPE	Durasul	10	0,02			7,9	17,3
Garvin (2015), CORR	19	42	30	CoCr/XLPE	Longevity	12	0,024 rx à 1 an				
Glyn Jones (2015), CORR	20	68		CoCr/XLPE	Longevity	10	0,003 RSA (à 3 mois)				
Teeter (2016), Canadian J of Surg	8	67,5	28,4	CoCr/XLPE	Longevity	13,6	0,04 RSA		85,6		
Lachiewicz (2016), CORR	146	61	29	CoCr/XLPE	Longevity	11	0,024 Martell Hip (rx à 1 an)				
Tsukamoto (2017), OTSR	41	56,3	23,3	CoCr/XLPE	Reflection	12,5	0,035 Polyware		90,9		
Devane (2017), JBJS	49	61		CoCr/XLPE	Marathon	11	0,03 Polyware				
Hopper (2017), CORR	116	62,5	28,6	CoCr/XLPE	Marathon	15,7	0,03				
Feng (2018), J of Arthroplasty	40	60,7	25,8	CoCr/XLPE	Crossfire	12,9	0,056 Roman Software				
Cheung (2019), J of arthroplasty	93	51,4		CoCr/XLPE	Marathon	12,7	0,0331 Martell hip (rx à 1 an)		88,6		
Rames (2019), J of Arthroplasty	89	38,8	29,4	CoCr/XLPE	Longevity	15	0,0185 Martell hip (rx à 1 an)		91,3		
<b>COUPLES UTILISANT DE LA CERAMIQUE</b>											
Kim (2013), JBJS	50	28,3		Alumine/XLPE	Biolox/Marathon	10,8	0,031 AutoCAD (rx à 3 mois)		95		
Epinette (2014), J of Arthroplasty	120	68,66	28,14	Alumine/XLPE	Biolox/Crossfire	>10	0,019 Roman Software		98,29	8,17	17,73
Garvin (2015), CORR	43	42	30	Zirconium/XLPE	Longevity	12	0,022 à 1 an				
	34			Alumine/XLPE	Longevity		0,011				
So (2015) J of Arthroplasty	64	49		Zirconium/XLPE		11,9	0,017 Martell hip analysis suite				
<b>Notre étude (2019)</b>	<b>69</b>	<b>62,2</b>	<b>26,4</b>	<b>Alumine/HXLPE</b>	<b>Sulox/Durasul</b>	<b>10,4</b>	<b>0,043 Polyware</b>		<b>94,1</b>	<b>13,7</b>	<b>17,4</b>

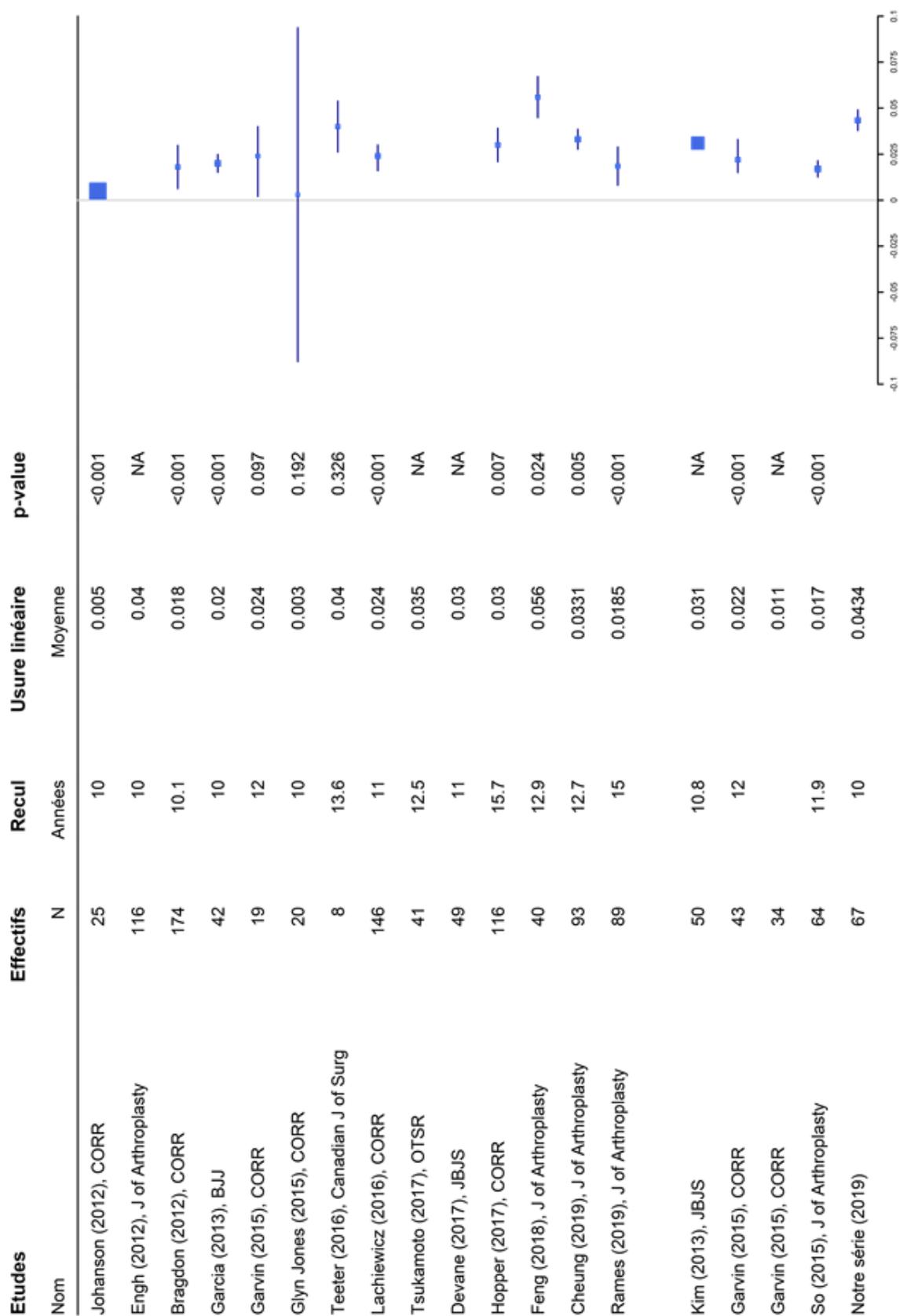
Annexe 3- Tableau récapitulatif des résultats d'études utilisant le HXLPE en insert cotyloïdien.

**Annexe 4- Tableau récapitulatif de l'usure linéaire moyenne par an des études utilisant le couple CoCr/HXLPE.**

<b>Publications</b>	<b>Effectifs</b>	<b>Moyenne (Usure linéaire) ± SD (mm/an)</b>	<b>p-value</b>
Dorr (2005) JBJS	37	0.029 (± 0.02)	<0.001
Triclot (2007) JBJS	33	0.025 (± 0.128)	0.206
Nakahara (2010) JoA	47	0.029 (± 0.015)	<0.001
Cappelo (2011) CORR	42	0,031 (± 0.014)	<0.001
Johanson (2012) CORR	25	0,005 (± 0.002)	<0.001
Engh (2012) JoA	116	0,04 (± NA)	NA
Bragdon (2012) CORR	174	0,018 (± 0.079)	<0.001
Garcia (2013) JBJS	42	0,02 (± 0.016)	<0.001
Callary (2013) CORR	30	0,014 (± NA)	NA
Min (2013) JoA	162	0,0037 (± NA)	NA
Garvin (2015) CORR	19	0,024 (± 0.064)	0.097
Glyn Jones (2015) CORR	20	0,003 (± 0.207)	0.192
Lachiewicz (2016) CORR	146	0,024 (± 0.037)	<0.001
Tsakamoto (2017) JoA	41	0,035 (± NA)	NA
Devane (2017) JBJS	49	0,03 (± NA)	NA
Takada (2017) OTSR	55	0,076 (± 0.031) (Longevity™)	<0.001
	54	0,045 (± 0.023) (X3™)	0.356
Morita (2017) JoA	37	0,004 (± 0.012)	<0.001
Atrey (2017) BJJ	32	0,07 (± 0.05)	0.002
Hopper (2017) CORR	116	0,03 (± 0.05)	0.007
Higuchi (2018) OTSR	77	0,016 (± 0.0054)	<0.001
Deckard (2018) JoA		0,142 (± NA)	NA
Mayeda(2018) JoA	42	0,06 (± NA)	NA
Lachiewicz (2018) JoA	93	0,041 (± 0.079)	0.390
Feng (2018) JoA	40	0,056 (± 0.036)	0.024
Gaudiani (2018) JoA	60	0,018 (± 0.028)	<0.001
Cheung (2019) JoA	93	0,0331 (± 0.0268)	0.005
Rames (2019) JoA	89	0,0185 (± 0.05)	<0.001

**Annexe 5- Tableau récapitulatif de l'usure linéaire moyenne par an des études utilisant le couple de frottement céramique/HXLPE.**

<b>Publications</b>	<b>Effectifs</b>	<b>Moyenne (Usure linéaire) ± SD (mm/an)</b>	<b>p-value</b>
Nakahara (2010) JoA	47	0.03 (± 0.014)	<0.001
Kim (2011)	79	0,05 (± 0.02)	0.036
Kim (2013) JBJS	50	0,031 (± 0.004)	<0.001
Epinette (2014) JoA	120	0.019 (± 0.0127)	<0.001
Garvin (2015) CORR	43	0.022 (± 0.037) (Zircone)	<0.001
	34	0.011 (± NA) (Alumine)	NA
Karidakis (2015) CORR	21	0.243 (± 0.064) (Alumine)	<0.001
	22	0.068 (± 0.022) (Zircone)	<0.001
Selvarajah (2015) BJJ	85	0,109 (± NA)	NA
So (2015) JoA	64	0,017 (± 0.018)	<0.001
Stambough (2016) JoA	220	0,018 (± NA)	NA
Mayer (2018) JoA	57	0,063 (± 0.03)	<0.001
Deckard (2018) JoA		0,092 (± NA)	NA
Gaudiani (2018) JoA	60	0,012 (± 0.045)	<0.001



Annexe 6- Forest plot des études utilisant les couples CoCr/HXLPE (1ère partie) et céramique/HXLPE (2ème partie) à un recul minimum de 10 ans.

---

## RESUME

---

NOM : CHAPAT

PRENOM : Benjamin

**Titre de Thèse :**

**Evaluation in vivo de l'usure du couple de frottement céramique d'alumine/polyéthylène hautement réticulé à un recul minimum de 10 ans.**

---

RESUME (10 lignes)

**Introduction :** L'arthroplastie totale de hanche est une opération sûre et coût efficace. Malgré ses excellents résultats fonctionnels, il persiste des facteurs limitants parmi lesquels figurent l'usure du couple de frottement et les complications qui y sont associées. L'objectif de notre étude était de mesurer l'usure in vivo du couple de frottement alumine/HXLPE à un recul minimum de 10 ans.

**Matériel et méthodes :** Nous avons inclus rétrospectivement les patients opérés d'une PTH à couple de frottement alumine/HXLPE dans la période Mars 2008 à Avril 2009. Il s'agit d'une étude descriptive, monocentrique. La mesure de l'usure linéaire moyenne par an à l'aide a été réalisée à l'aide du logiciel Polyware©.

**Résultats :** 147 patients ont été inclus et l'usure a pu être évaluée pour 69 hanches. Notre étude montre une usure linéaire moyenne de 0,043 mm/an ( $\pm 0,023$ ) à 10 ans de recul. Le résultat fonctionnel à 10 ans était excellent avec un score HHS de 94,1 ( $\pm 4,96$ ). Aucune ostéolyse périprothétique et aucune révision pour descellement aseptique n'a eu lieu et la survie au dernier recul était de 85%. La recherche de facteurs expliquant l'usure observée dans cette étude a été établie par des régressions linéaires univariées sur les variables d'intérêts. Aucun paramètre n'a montré de différence statistiquement significative.

**Conclusion :** Ce travail confirme donc les espoirs placés dans le couple alumine/HXLPE. Elle rapporte une faible usure, aucun signe d'ostéolyse et aucune révision pour descellement aseptique au dernier recul. Comme pour l'ensemble des autres études, nos résultats nécessitent d'être suivis dans le temps pour tirer des conclusions et contribuer à l'amélioration de cette procédure.

---

## MOTS-CLES

Polyéthylène hautement réticulé ; Céramique d'alumine ; usure ; PTH