

UNIVERSITE DE LIMOGES

Faculté de Médecine

ANNÉE 2014

THÈSE N°

**Etude comparative d'un implant cotyloïdien
hautement réticulé versus conventionnel.**

A propos de 165 arthroplasties totales de hanche à plus de 5 ans de recul.

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement

Le 17 octobre 2014

Par **Pierrick DIJOUX**

Né le 22 mars 1985, à Tulle (19)

EXAMINATEURS DE LA THÈSE

M. le Professeur Jean-Paul Arnaud Président du Jury

M. le Professeur Christian Mabit..... Directeur de Thèse

M. le Professeur Jean-Louis CharissouxJuge

M. le Professeur Laurent FourcadeJuge

M. le Docteur Cédric Coste Membre invité

M. le Docteur Pierre-Sylvain Marcheix Membre invité

UNIVERSITE DE LIMOGES

Faculté de Médecine

ANNÉE 2014

THÈSE N°

**Etude comparative d'un implant cotyloïdien
hautement réticulé versus conventionnel.**

A propos de 165 arthroplasties totales de hanche à plus de 5 ans de recul.

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement

Le 17 octobre 2014

Par **Pierrick DIJOUX**

Né le 22 mars 1985, à Tulle (19)

EXAMINATEURS DE LA THÈSE

M. le Professeur Jean-Paul Arnaud Président du Jury

M. le Professeur Christian Mabit..... Directeur de Thèse

M. le Professeur Jean-Louis CharissouxJuge

M. le Professeur Laurent FourcadeJuge

M. le Docteur Cédric Coste Membre invité

M. le Docteur Pierre-Sylvain Marcheix Membre invité

LISTE DU CORPS ENSEIGNANT

PROFESSEURS DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS

ABOYANS Victor	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier CARDIOLOGIE Responsable de service
ACHARD Jean-Michel	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier PHYSIOLOGIE
ADENIS Jean-Paul	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier OPHTALMOLOGIE
ALAIN Sophie	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE
ALDIGIER Jean-Claude	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier NEPHROLOGIE
ARCHAMBEAUD Françoise	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier MEDECINE INTERNE Responsable de service
ARNAUD Jean-Paul	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE et TRAUMATOLOGIQUE
AUBARD Yves	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier GYNECOLOGIE-OBSTETRIQUE Responsable de service
AUBRY Karine	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier O.R.L.
BEDANE Christophe	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier DERMATOLOGIE-VENERELOGIE Responsable de service
BERTIN Philippe	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier THERAPEUTIQUE Responsable de service de RHUMATOLOGIE
BESSEDE Jean-Pierre	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier O.R.L. Responsable de service
BONNAUD François	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier PNEUMOLOGIE

Doyen Honoraire

BORDESSOULE Dominique	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier HEMATOLOGIE Responsable de service d'HEMATOLOGIE CLINIQUE et THERAPIE CELLULAIRE
CHARISSOUX Jean-Louis	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE et TRAUMATOLOGIQUE
CLAVERE Pierre	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier RADIOTHERAPIE Responsable de service
CLEMENT Jean-Pierre	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier PSYCHIATRIE d'ADULTES Responsable de service
COGNE Michel	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier IMMUNOLOGIE Responsable de service
COLOMBEAU Pierre	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier UROLOGIE
CORNU Elisabeth	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier CHIRURGIE THORACIQUE et CARDIOVASCULAIRE
COURATIER Philippe	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier NEUROLOGIE Responsable de service
DANTOINE Thierry	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier GERATRIE et BIOLOGIE du VIEILLISSEMENT Responsable de service
DARDE Marie-Laure	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier PARASITOLOGIE et MYCOLOGIE Responsable de service
DAVIET Jean-Christophe	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier MEDECINE PHYSIQUE et de READAPTATION
DESCAZEAUD Aurélien	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier UROLOGIE
DESSPORT Jean-Claude	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier NUTRITION
DRUET-CABANAC Michel	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier MEDECINE et SANTE au TRVAIL Responsable de service

DUMAS Jean-Philippe	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier UROLOGIE Responsable de service
ESSIG Marie	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier NEPHROLOGIE Responsable de service
FAUCHAIS Anne-Laure	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier MEDECINE INTERNE Responsable de service
FEUILLARD Jean	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier HEMATOLOGIE Responsable de service du Laboratoire d'HEMATOLOGIE
FOURCADE Laurent	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier CHIRURGIE INFANTILE Responsable de service
FUNALOT Benoît	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier BIOCHIMIE et BIOLOGIE MOLECULAIRE
GAINANT Alain	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier CHIRURGIE DIGESTIVE
GUIGONIS Vincent	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier PEDIATRIE
JACCARD Arnaud	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier HEMATOLOGIE
JAUBERTEAU- MARCHAN M. Odile	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier IMMUNOLOGIE
LABROUSSE François	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier ANATOMIE et CYTOLOGIE PATHOLOGIQUES Responsable de service
LACROIX Philippe	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier MEDECINE VASCULAIRE
LAROCHE Marie-Laure	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier PHARMACOLOGIE CLINIQUE
LASKAR Marc	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier CHIRURGIE THORACIQUE et CARDIOVASCULAIRE Responsable de service Assesseur
LIENHARDT-ROUSSIE Anne	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier PEDIATRIE Responsable de service

LOUSTAUD-RATTI Véronique	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier HEPATOLOGIE
MABIT Christian	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier ANATOMIE Responsable de service d'ORTHOPEDIE-TRAUMATOLOGIE
MAGY Laurent	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier NEUROLOGIE
MARQUET Pierre	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier PHARMACOLOGIE FONDAMENTALE Responsable de service
MATHONNET Muriel	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier CHIRURGIE DIGESTIVE
MELLONI Boris	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier PNEUMOLOGIE Responsable de service
MERLE Louis	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier PHARMACOLOGIE CLINIQUE
MOHTY Dania	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier CARDIOLOGIE
MONTEIL Jacques	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier BIOPHYSIQUE et MEDECINE NUCLEAIRE Responsable de service
MOREAU Jean-Jacques	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier NEUROCHIRURGIE Responsable de service Assesseur
MOUNAYER Charbel	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier RADIOLOGIE et IMAGERIE MEDICALE
NATHAN-DENIZOT Nathalie	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier ANESTHESIOLOGIE-RENIMATION Responsable de service
PARAF François	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier MEDECINE LEGALE et DROIT de la SANTE Responsable de service
PLOY Marie-Cécile	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE Responsable de service
PREUX Pierre-Marie	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier

EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE de la SANTE et PREVENTION
Responsable de service du SIME
Assesseur

ROBERT Pierre-Yves	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier OPHTALMOLOGIE Responsable de service
SALLE Jean-Yves	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier MEDECINE PHYSIQUE et de READAPTATION Responsable de service
SAUTEREAU Denis	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier GASTRO-ENTEROLOGIE ; HEPATOLOGIE Responsable de service
STURTZ Franck	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier BIOCHIMIE et BIOLOGIE MOLECULAIRE Responsable de service
TEISSIER-CLEMENT Marie-Pierre	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier ENDOCRINOLOGIE, DIABETE et MALADIES METABOLIQUES
TREVES Richard	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier RHUMATOLOGIE
TUBIANA-MATHIEU Nicole	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier CANCEROLOGIE Responsable de service
VALLAT Jean-Michel	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier NEUROLOGIE
VALLEIX Denis	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier ANATOMIE Responsable de service de CHIRURGIE DIGESTIVE et ENDOCRINIENNE Doyen
VERGNENEGRE Alain	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE de la SANTE et PREVENTION
VERGNE-SALLE Pascale	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier THERAPEUTIQUE
VIGNON Philippe	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier REANIMATION Responsable de service
VINCENT François	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier PHYSIOLOGIE

VIROT Patrice Professeur des Universités-Praticien Hospitalier
CARDIOLOGIE

WEINBRECK Pierre Professeur des Universités-Praticien Hospitalier
MALADIES INFECTIEUSES
Responsable de service

YARDIN Catherine Professeur des Universités-Praticien Hospitalier
CYTOLOGIE et HISTOLOGIE
Responsable de service

PROFESSEUR DES UNIVERSITES DE MEDECINE GENERALE

BUCHON Daniel Professeur des Universités
MEDECINE GENERALE

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS

AJZENBERG Daniel Maître de Conférences des Universités-Praticien Hospitalier
PARASITOLOGIE et MYCOLOGIE

BOURTHOUMIEU Sylvie Maître de Conférences des Universités-Praticien Hospitalier
CYTOLOGIE et HISTOLOGIE

BOUTEILLE Bernard Maître de Conférences des Universités-Praticien Hospitalier
PARASITOLOGIE et MYCOLOGIE

CHABLE Hélène Maître de Conférence des Universités-Praticien Hospitalier
BIOCHIMIE et BIOLOGIE MOLECULAIRE

DURAND Karine Maître de Conférence des Universités-Praticien Hospitalier
BIOLOGIE CELLULAIRE

DURAND-FONTANIER
Sylvaine Maître de Conférence des Universités-Praticien Hospitalier
ANATOMIE

ESCLAIRE Françoise Maître de Conférences des Universités-Praticien Hospitalier
BIOLOGIE CELLULAIRE

HANTZ Sébastien Maître de Conférences des Universités-Praticien Hospitalier
BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE

LE GUYADER Alexandre Maître de Conférences des Universités-Praticien Hospitalier
CHIRURGIE THORACIQUE et CARDIOVASCULAIRE

LIA-BALDINI Anne-
Sophie Maître de Conférences des Universités-Praticien Hospitalier
BIOCHIMIE et BIOLOGIE MOLECULAIRE

MARIN Benoît Maître de Conférences des Universités-Praticien Hospitalier
EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE de la SANTE et PREVENTION

MOUNIER Marcelle	Maître de Conférences des Universités-Praticien Hospitalier BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE ; HYGIENE HOSPITALIERE
PICARD Nicolas	Maître de Conférences des Universités-Praticien Hospitalier PHARMACOLOGIE FONDAMENTALE
QUELVEN-BERTIN Isabelle	Maître de Conférences des Universités-Praticien Hospitalier BIOPHYSIQUE et MEDECINE NUCLEAIRE
TERRO Faraj	Maître de Conférences des Universités-Praticien Hospitalier BIOLOGIE CELLULAIRE

PROFESSEURS ASSOCIES

BUISSON Jean-Gabriel	Professeur associé à mi-temps MEDECINE GENERALE
DUMOITIER Nathalie	Professeur associé à mi-temps MEDECINE GENERALE
PREVOST Martine	Professeur associé à mi-temps MEDECINE GENERALE

MAITRE DE CONFERENCES ASSOCIE

MENARD Dominique	Maître de Conférences associé à mi-temps MEDECINE GENERALE
------------------	---

MAITRE DE CONFERENCES ASSOCIE des UNIVERSITES

BARREAU Olivier	Maître de Conférences associé des Universités BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE
-----------------	--

PROFESSEURS EMERITES

BONNETBLANC Jean- Marie	Professeur des Universités Emérite
VIDAL Elisabeth	Professeur des Universités Emérite

REMERCIEMENTS

A notre Maître, Président de Thèse et Juge,

Monsieur le Professeur Arnaud.

Professeur des Universités de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique.

Chirurgien des Hôpitaux.

Vous nous faites l'honneur de présider cette thèse et nous vous en remercions.

Votre dextérité nous a marqué tout au long de notre internat et reste un exemple de notre apprentissage de la chirurgie.

Vous nous faites profiter de vos connaissances avec votre humour et votre gaieté lors des staffs.

Votre disponibilité lors des moments difficiles est essentielle à notre évolution dans le service.

Veillez trouver dans ce travail, l'expression de notre profonde gratitude et de notre dévouement respectueux.

A notre Maître, Directeur et Juge,

Monsieur le Professeur Mabit.

Professeur des Universités d'Anatomie.

Chirurgien des Hôpitaux.

Chef de service.

Vous nous avez fait l'honneur de nous confier ce travail.

Votre précision et votre rigueur de chirurgien anatomiste sont exemplaires et sources d'admiration.

La reproductibilité dans vos gestes chirurgicaux témoigne de votre grande maîtrise technique.

Nous vous remercions de nous avoir accueilli dans votre service, de nous former au cours de notre externat puis de notre internat et permis de travailler au sein de votre équipe d'ici quelques mois.

Nous sommes fiers de faire partie de vos élèves.

Veillez trouver dans ce travail le témoignage de notre profonde reconnaissance.

A notre Maître et Juge,

Monsieur le Professeur Charissoux.

Professeur des Universités d'Orthopédie Traumatologie.

Chirurgien des Hôpitaux.

Vous nous faites profiter tous les matins de votre grande expérience chirurgicale de toute l'orthopédie-traumatologie.

Nous avons beaucoup appris et approfondi nos connaissances à vos côtés.

Nous vous remercions pour vos enseignements, votre disponibilité et votre sens du compagnonnage.

Nous retiendrons l'approche simplifiée que vous portez aux pathologies compliquées de la hanche et notamment des reprises de prothèse.

Nous sommes fiers de compter parmi vos élèves.

Veillez trouver ici le témoignage de notre reconnaissance et de notre profond respect.

A notre Maître et Juge,

Monsieur le Professeur Fourcade,

Professeur des Universités de Chirurgie Infantile.

Chirurgien des hôpitaux.

Chef de service.

Parce que la Chirurgie de l'Enfant n'est pas la chirurgie d'un adulte en miniature, vous avez toujours su nous apprendre à appréhender l'art complexe de soigner et opérer les enfants.

Votre soutien, votre écoute et votre disponibilité nous ont apporté autant sur le plan chirurgical que dans nos choix d'interne.

Evoluer comme interne au sein de votre service a été un réel plaisir.

Votre enthousiasme pour les nouvelles techniques, votre dynamisme au bloc opératoire ne peuvent que nous enthousiasmer à l'idée d'être chef dans votre équipe.

Veillez trouver dans ce travail le témoignage de mon profond respect.

A notre Juge,

Monsieur le Docteur Cédric Coste.

Ancien Chirurgien des Hôpitaux.

Tes qualités chirurgicales et humaines sont incontestables.

Tu as été un réel Maître Compagnon au cours de mes débuts dans le service. Tu m'as appris à opérer mes premiers patients.

Ton enthousiasme en garde force le respect. J'ai été heureux de pouvoir bénéficier des conseils de Grand Loup au cours des chirurgies les plus simples jusqu'au véritable chantier.

Mon seul regret est de ne pas avoir pu profiter assez de tes compétences.

Trouve dans ce travail l'expression de mon amitié et de ma reconnaissance.

A notre Juge,

Monsieur le Docteur Pierre Sylvain Marcheix

Chirurgien des Hôpitaux.

Ton habileté chirurgicale est indéniable et est source d'inspiration.

Tes connaissances en orthopédie notamment en chirurgie du membre supérieur sont reconnues par tous.

Tes conseils sont toujours éclairés qu'ils soient chirurgicaux ou scientifiques.

J'ai pu profiter au cours de ma formation de ton dynamisme universitaire.

Ton humour est inqualifiable...

Trouve dans ce travail le témoignage de mon amitié et de mon respect.

A mon frère Izel,

Ces années de médecine nous ont éloignés.

Mais ni la distance ni le manque de temps ne pourront venir à bout de nos liens fraternels.

A mes parents,

Ce travail ne suffira pas à vous remercier de tout ce que vous faites pour vos deux fils. L'abnégation dont vous faites preuve est admirable.

La pudeur nous empêche parfois de dire tout ce que nous ressentons.

Puissiez-vous être aussi fiers de ce travail que je le suis de vous.

Je vous suis éternellement reconnaissant.

A mes grands-parents,

Je suis sûr que vous auriez été fiers de me voir présenter ce travail.

A mes tantes, oncles, cousines, cousins.

A Emmanuelle,

Qui me rend tous les jours la vie encore plus belle.

A mes amis, l'éloignement est un fait, le plaisir de se revoir sera toujours plus fort:

Anne (et Yohan): le goûter c'est sacré.

Charlotte: un bon sushi-cuite c'est pas mal non plus.

Alexandre (et Julie) dit Monsieur Matherre: quand la sagesse rencontre la fine équipe.

Cyprien (et Anne Coco) dit Zyp: depuis notre stage de P2 en ortho nous ne nous sommes pas quittés. Vivement le prochain CROT (à moins que ce soit ton mariage...)

Emeric (et Roxane): la spiritualité suisse.

Mayol (et Aurore) dit Mayolo, dit Le Clou, dit Pousse-pied, dit Gaël: si tes futurs étudiants connaissent tes soirées carabines... Il y a des rencontres qui sont des évidences.

Joussberg (et Martoche) dit Jousby: la prochaine elle est pour moi.

Mathieu (et Vanessa) dit doudouche: un échec de la ritaline...

Julien (et Cécile et Lola) dit mistermilf dit le Tap: Pô, Pô, Pô...

Nico dit le Kerv: captain de l'estralla mais pas capitaine de soirée...

Simon.

Antoine dit Peyro dit Le Gigot.

Alex M: toujours dispo pour une soirée dégustation.

L'équipe des filles: Anne Sophie (et Arez), Bénédicte (et Olivier), Emilie (et Vincent) et Hélène.

Pom et Marie H: pour tous les ragots.

A mes amis de l'internat.

A tous ceux qui ont participé à ma formation:

Aux Professeurs Valleix et Durand-Fontanier: Vous m'avez accueilli au sein de votre service et m'avez appris la précision du geste chirurgical. Vos talents d'anatomistes sont immenses.

Au Professeur Mouliès: Je n'ai malheureusement pas pu bénéficier de votre patte chirurgicale mais vos conseils et votre disponibilité forcent le respect de tous.

Au Professeur Saragaglia: Vous m'avez accueilli au sein de votre service lors de mon inter-CHU. Votre force de travail est un réel exemple tout comme votre dextérité et vos connaissances. Je suis fier d'avoir été votre interne.

Aux Docteurs Fiorenza (pour mon plus long bloc, et encore c'était passé avec le plan A), Orsoni, Leurs (aussi bon au bloc qu'au babyfoot), Cordier («quand on n'a pas de tête on a des jambes»), Siegler (pour toutes ces PTH et ces bonnes expressions marseillaises), Bedin (pour tout ce «matos de merde»), Vacquerie (aedlp), Vergnenègre (pour ta bonne humeur et pour ces gardes parfois agitées), Joulié (merci l'ami), Gougam (pour l'art de la PTG et de la guitare), Dmytruck (pour l'art du tchitchi), Mathieu (pour ces années d'externe puis d'interne), Asloum (pour les bibelots), Roger (pour ton calme, ta sérénité et ta disponibilité), Pelissier, Ballouhey, Abita, Bounicaud, Fabre, Longis (le Zinédine Zidane de la chirurgie pédiatrique), Peyrou, Grimaudo, Carcauzon, Rubens-Duval, Chaussard, Plawesky, Mader («Allez courage»), Bouchet (pour la voie delto-pectorale élargie), Grasset (pour avoir réussi à m'intéresser au pied et c'était pas gagné) et Brischoux (la Bible).

A mes co-internes:

Michael (toujours fan de pole dance?), Carine (tu sais toujours pas faire les gâteaux?), Mathieu (la Torture), Diego (fournisseur officiel de Jaegermeister), Hardy (qu'est ce que t'es grand), Isaline (qu'est ce que t'es petite), Roxane (qu'est ce que t'es enceinte), Vincent H (le target est dans le 0-90), Soso Gardic (Ah bon?), Abdel (Allah mesraoui), Yanis, Lalouze, Philippe, René-Christopher (spécialiste du détournement d'attention), Baptiste(il n'y a pas que le Durom dans la vie), Benoît (interne au 4 tu fais comme Moi, tu penses comme Moi, tu n'existes plus), Massfelder (aquaponey?), Lateur (toujours en congés).

A tout le personnel du service d'Orthopédie-Traumatologie du CHU de Limoges:

Aux personnels des ailes d'hospitalisation: *cadres, infirmières, aides-soignantes, ASH, kinés, assistantes sociales, brancardiers.*

Aux infirmières de la consultation.

Aux personnels du bloc et aux anciennes.

Aux secrétaires *et plus particulièrement Cathy qui m'a aidé à la réalisation de ce travail.*

Un Merci ne suffira jamais.

L'esprit de ce service doit rester.

Aux services et aux personnels de Chirurgie viscérale et transplantation et de chirurgie pédiatrique du CHU de Limoges, du service de Chirurgie de l'hôpital de Saint-Junien, du service d'Orthopédie-traumatologie Sud du CHU de Grenoble.

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION	21
MATERIEL ET METHODE	25
ANALYSE STATISTIQUE	28
RESULTATS	29
COMPARABILITE DES GROUPES	30
COMPLICATIONS.....	34
ANALYSE DES SCORES CLINIQUES.....	34
RESULTATS RADIOGRAPHIQUES.....	36
DISCUSSION	38
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	46
TABLE DES FIGURES	54
TABLE DES TABLEAUX	55
SERMENT D'HIPPOCRATE	56
RESUME	58

INTRODUCTION

L'arthroplastie de hanche est une intervention courante en chirurgie orthopédique (140 000 interventions (1) en France en 2012, 470 500 aux USA (2)) puisqu'elle représente la première localisation de prothèse. C'est une intervention efficace et reproductible pour le traitement des affections dégénératives de la hanche ou, dans certaines indications, pour les fractures de l'extrémité proximale du fémur. Cette intervention a pu être qualifiée d'intervention du siècle (3). Avec le vieillissement de la population et la plus grande demande fonctionnelle des patients, le taux d'arthroplasties de hanche ne cesse d'augmenter (+6,9% en France entre 2006 et 2010 (1), +2,1% en 2012 aux USA (2)). Le descellement aseptique de la prothèse totale de hanche (PTH) est l'étiologie principale de la reprise de PTH (4) et témoigne d'une plus grande sollicitation des implants et d'un âge de pose de plus en plus précoce (5).

C'est en 1962 que Sir John Charnley développa le concept de Low Friction Arthroplasty (6) créant déjà ainsi une réflexion autour de la longévité de la prothèse totale de hanche mais aussi des matériaux la composant. Trois notions fondamentales, pouvant apparaître antagonistes, caractérisent une PTH: la stabilité, la mobilité et l'usure. Différents matériaux ont donc été développés pour essayer de répondre à ces 3 critères et ainsi améliorer la longévité des PTH: les couples de friction dits dur/dur (Métal/Métal, Céramique/Céramique) et depuis une dizaine d'années une amélioration qualitative du polyéthylène (PE) de haut poids moléculaire: le polyéthylène hautement réticulé (PEHR). Tous les couples ont malheureusement des effets secondaires: le couple Métal/Métal serait à l'origine de pseudotumeur des tissus mous et d'un relargage d'ions métalliques (7); le couple Céramique/Céramique est associé au phénomène de

«squeaking» ainsi qu'à des fractures d'implants, et n'est pas indemne de débris d'usure (8).

Le polyéthylène qui est utilisé depuis maintenant plus de 50 ans permet de retrouver rapidement une hanche indolore et mobile. Il a été l'objet de nombreuses études portant notamment sur les conséquences de son usure sur le descellement (9) (10): avec un taux d'usure de 0,1mm/an, il entraîne un relargage important de particules et une ostéolyse péri-prothétique fréquente qui explique des taux de reprise de 11 à 30% selon les études (2) (11) (12) (13). Les débris d'usure du polyéthylène sont responsables *in vivo* d'une ostéolyse, conséquence d'une réaction inflammatoire: l'activation des macrophages est responsable du relargage de cytokines ostéolytiques (14). Il existe *in vivo* une corrélation entre le volume d'usure et l'ostéolyse (15) (16) (17). C'est pour lutter contre cette usure et sous l'impulsion d'Harris qu'ont été développés à partir de 1999 les cotyles en polyéthylène hautement réticulé (18) (19) (20). La dégradation du matériau provenant essentiellement de son oxydation (21), il est apparu qu'une irradiation à dose élevée (supérieure à 5 Mrads, avec une augmentation proportionnelle jusqu'à un plateau à 10 Mrads) suivie d'un traitement thermique permettait d'augmenter le degré de cohésion des chaînes macromoléculaires du polyéthylène et donc de diminuer l'oxydation: c'est la base du processus de réticulation (22).

La réticulation des polyéthylènes réduit l'usure mais augmente la production de radicaux libres qui peuvent être stabilisés lors d'un recuit ou d'une refonte du matériau.

La dose d'irradiation et le type de traitement thermique post-irradiation ont des conséquences non négligeables sur les propriétés du matériau. En effet, l'augmentation de la dose d'irradiation (21) (23) (22) entraîne une augmentation du module d'élasticité (rigidité), une diminution de la limite élastique (capacité à

se déformer de façon réversible), une diminution de la contrainte à la rupture (charge nécessaire à la fracture) (24), une diminution majeure de la résistance à la propagation de fissure (propagation définissant la résistance à des contraintes répétées) (25) (26). Cette dernière est liée à la réduction de la mobilité des chaînes macromoléculaires créée par la réticulation élevée du matériau.

Le traitement thermique post-irradiation par refonte, contrairement au recuit, réduit de façon quasi complète les radicaux libres, rendant le polyéthylène refondu pratiquement «inoxydable», et donc diminue de façon importante les risques d'altération de la résistance à l'usure. Mais ce traitement thermique post-irradiation par refonte, contrairement au recuit, a pour conséquence une diminution des caractéristiques mécaniques, notamment la limite élastique et le module d'élasticité. En effet, l'effet majeur de la refonte du matériau comparativement au recuit est une réduction de la cristallinité.

Il existe de nombreux types de cotyle différents en polyéthylène HR en fonction du degré d'irradiation, du traitement post-irradiation, du type de stérilisation finale, mais aussi d'une irradiation séquentielle ou non (Tableau 1). Le cotyle HighCross[®] de la société Médacta[®] est un PEHR obtenu après une irradiation à 10 Mrads, un traitement post-irradiation par stabilisation à 150°C, un refroidissement contrôlé en vue d'optimiser la cristallisation et donc les propriétés mécaniques et une stérilisation finale par de l'oxyde d'éthylène.

L'hypothèse de notre étude est fondée sur ces propriétés théoriques: le haut degré de réticulation doit donc permettre *in vivo* de diminuer l'usure du cotyle et ainsi diminuer le descellement péri-prothétique.

Nom	Fabricant	Irradiation	Dose	Ttt thermique	Stérilisation
Marathon [®]	Depuy [®]	γ	5 Mrads	Refondu	Gaz plasma
Prolong [®]	Zimmer [®]	e^-	6,5 Mrads	Refondu	Gaz plasma
Durasul [®]	Zimmer [®]	e^-	9,5 Mrads	Refondu	EtO
Longevity [®]	Zimmer [®]	e^-	10 Mrads	Refondu	Gaz plasma
XPLE [®]	Smith & Nephew [®]	γ	10 Mrads	Refondu	EtO
Aeonian [®]	Kyocera [®]	γ	4,5 Mrads	Recuit	γ N ₂ 3 Mrads
Arcom XL [®]	Biomet [®]	γ	5 Mrads	Recuit	Gaz plasma
Crossfire [®]	Stryker [®]	γ	7,5 Mrads	Recuit	γ N ₂ 3 Mrads
Trianon [®]	FH orthopedics [®]	γ	10 Mrads	Recuit	EtO
HighCross ^{®*}	Medacta [®]	γ	10 Mrads	Refondu, Refroidissement contrôlé	EtO

Tableau 1: Principaux polyéthylènes hautement réticulés actuellement disponibles. *utilisé dans notre étude.

L'objectif principal de cette étude était de mettre en évidence une différence d'usure entre un polyéthylène hautement réticulé et un polyéthylène conventionnel.

Les objectifs secondaires étaient de comparer les résultats en matière de scores cliniques et radiologiques entre ces deux groupes.

MATERIEL ET METHODE

Il s'agissait d'une étude observationnelle, monocentrique, continue, cas-témoin entre un cotyle hautement réticulé (HighCross[®] de Médacta[®]) et un cotyle en polyéthylène ultra-haute densité conventionnel (Native[®] de Médacta[®]), tous deux obtenus à partir de la résine GUR1020 (ISO 5834-1, Ticona[®] GmbH Kelsterbach, Germany).

Les 106 premiers cotyles Highcross[®] posés au sein du service d'Orthopédie-Traumatologie du CHU de Limoges répondant aux critères d'inclusion ont été appariés avec 106 cotyles conventionnels répondant aux mêmes critères d'inclusion (hormis la nature du PE) en fonction de l'âge, du sexe et du recul.

Les critères d'inclusion étaient:

- patient majeur,
- PTH de première intention,
- absence de renforcement du fond du cotyle,
- absence de contexte septique,
- couple métal/PE Highcross[®] de diamètre 22,2.

Tous les patients ont bénéficié de la mise en place d'une PTH avec une tige anatomique Native[®] (Médacta[®]) cimentée, une tête de diamètre 22,2 mm en acier inoxydable et d'un cotyle cimenté (Figure 1) sous anesthésie générale.

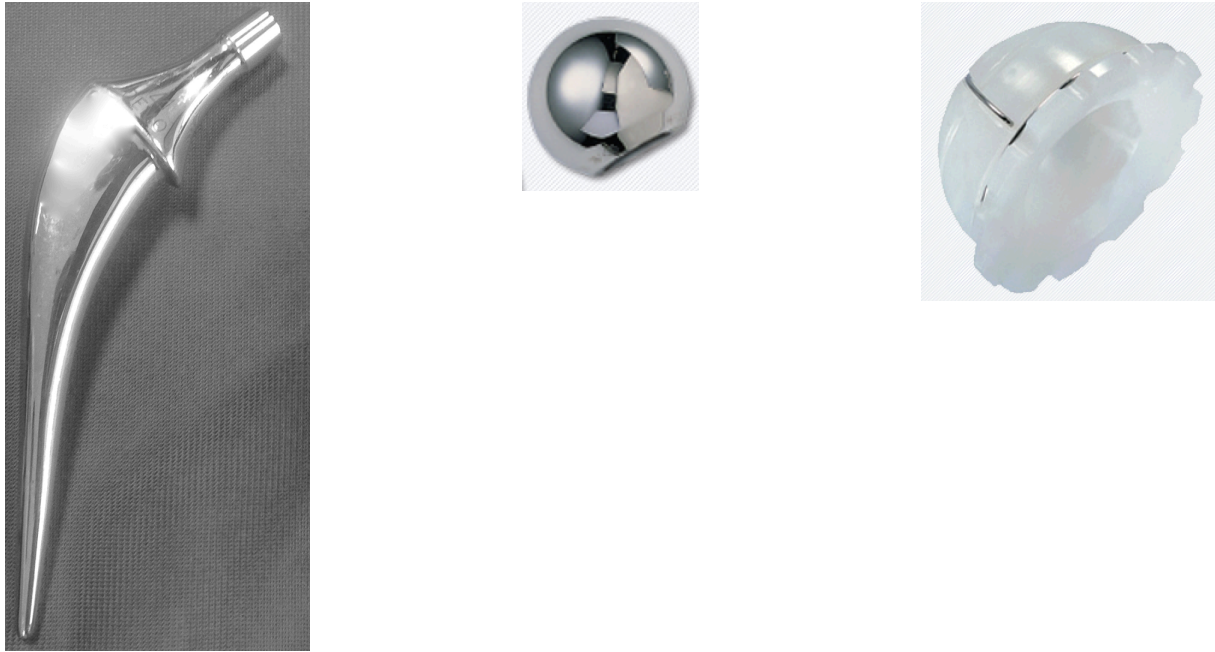


Figure 1: Tige fémorale, tête fémorale et cotyle de la société Médacta®.

Le ciment utilisé était le Simplex p Tobra® (Stryker®).

La cimentation était réalisée après un nettoyage et un séchage des surfaces osseuses, avec compression au doigt pour le cotyle et par injection rétrograde sous pression (à l'aide d'un bouchon obturateur et d'un pistolet) pour le fémur.

La voie d'abord utilisée était fonction des habitudes individuelles au sein du service: soit une voie transglutéale par hemi-myotomie antérieure (27) soit une voie postérieure de Moore.

Les patients ont été revus avec des radiographies à 2 mois, puis de manière régulière en fonction des opérateurs (tous les ans à tous les 2 ans).

Ils ont été convoqués pour une consultation entre le mois de novembre 2013 et le mois de juin 2014. Lors de la consultation initiale et lors de la revue, un interrogatoire avec notamment les scores de Postel Merle d'Aubigné (PMA) (28), le score de Oxford pour la hanche (29) (30), le Harris Hip Score (HHS) (31), le score de Hip and Osteoarthritis Outcome Score (Hoos) (32), le score d'activité de Devane (33), la classification de Charnley, le score des activités de

vie quotidienne de Katz (34) ont été réalisés. Le lieu d'habitation, les aides éventuelles ont été relevés. Le score American Society of Anesthesiologists (ASA) a été obtenu dans le dossier médical.

Les données de l'examen clinique regroupaient: l'existence de douleurs, les mesures des amplitudes articulaires et d'une éventuelle inégalité de longueur des membres inférieurs; le poids et la taille ont permis de mesurer l'indice de masse corporelle (IMC).

Le critère principal de jugement était la mesure du taux de pénétration linéaire de la tête fémorale dans le cotyle à l'aide du système informatique Martell: Hip Analysis Suite[®] (35). Pour cela il était nécessaire de paramétrer les bords de la tête fémorale et de l'implant cotyloïdien afin d'en déterminer le centre (Figure 2). Nous avons calculé la pénétration totale de la tête pour chaque cas sur la radiographie initiale et la plus récente. Le taux de pénétration de la tête a également été calculé pour chaque patient en divisant la pénétration totale de la tête par la durée de suivi. Le logiciel permettait également de mesurer l'orientation cotyloïdienne.

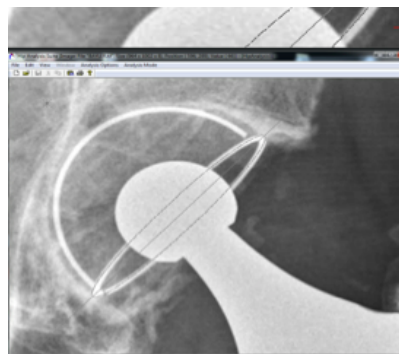


Figure 2: Détermination du centre de la tête fémorale à l'aide du logiciel Martell.

Des radiographies du bassin en charge centrées sur la symphyse pubienne ont été réalisées à 8 semaines post-opératoires et lors de la consultation de revue. Les radiographies initiales du bassin ont été numérisées à l'aide d'un scanner à

plat de qualité professionnelle (1600 ppi) alors que les radiographies de revue étaient déjà sous forme numérique (PACS).

L'ostéolyse péri-prothétique a été quantifiée selon les critères de O'Neil et Harris (36) et cartographiée selon DeLee, Charnley (37) et Gruen (38).

Les critères secondaires de jugement étaient les scores de PMA, Hoos, Oxford, HHS ainsi que le taux de reprise chirurgicale et l'ostéolyse péri-prothétique.

ANALYSE STATISTIQUE

Le nombre de sujets nécessaires a été calculé par le laboratoire de biostatistique du CHU de Limoges avant analyse. Pour une puissance de 90%, un delta à 5% et un risque alpha à 5% le nombre était de 86 patients par groupe.

Les résultats des variables quantitatives sont présentés sous la forme moyenne, écarts types, minimum, maximum. Ceux des variables qualitatives sont exprimés en pourcentage.

Des tests paramétriques (test t de Student) et non paramétriques (tests exacts de Fisher et de Mann Withney) ont été utilisés pour comparer les variables quantitatives des 2 groupes. Des tests de Chi2 ou des tests exacts de Fisher (selon les conditions d'application du test du Chi2) ont été utilisés pour comparer les variables qualitatives. Les tests ont d'abord été utilisés en bilatéral puis en unilatéral dès que cela était nécessaire.

Le seuil de significativité a été retenu pour $p < 0,05$ et les analyses statistiques ont été réalisées grâce au logiciel XLStat[®] (Addinsoft[®], Paris, France) pour Excel[®] (Redmond, USA).

RESULTATS

Deux cent douze patients ont été convoqués entre novembre 2013 et juin 2014 au sein du service d'Orthopédie-Traumatologie du CHU de Limoges.

Cent soixante seize patients ont été revus en consultation, 154 (165 hanches) ont pu être analysés, 76 (81 hanches) dans le groupe Hautement Réticulé (GHR), 78 (84 hanches) dans le groupe Conventionnel (GC) soit 58 perdus de vue (27,35%): 30 dans le GHR, 28 dans le GC (p=0,724).

Parmi les 30 perdus de vue du GHR, on dénombrait 3 décès, un exclu pour sepsis précoce, 26 non venus ou exclus pour des radiographies inexploitable. Parmi les 28 du GC on dénombrait 7 décès et 21 non venus ou avec des radiographies inexploitable (p=0,187) (Figure 3).

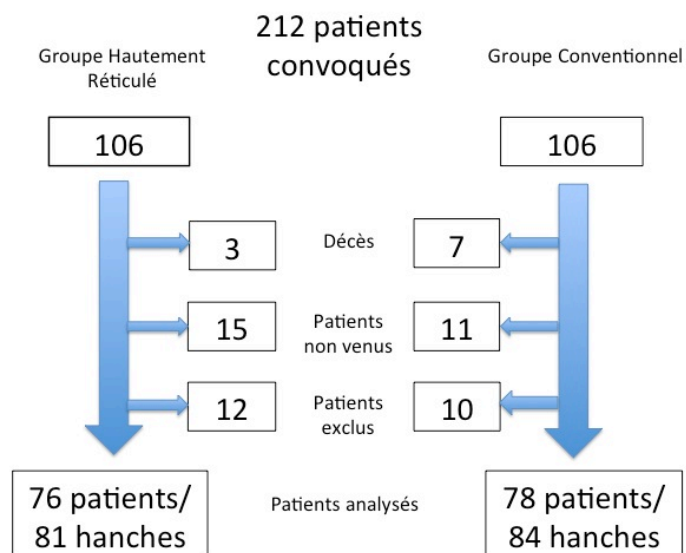


Figure 3: Diagramme de flux de notre étude.

Le suivi moyen pour la série était de 2159 jours soit 5,91 ans (ET: 295,365, Min: 1561, Max: 4624). Pour le GHR le suivi moyen était de 2104,852 (ET: 228,028, Min: 1560, Max: 3269) alors qu'il était de 2210,857 (ET: 341,583, Min: 1648, Max: 4624) dans le GC (p=0,172).

COMPARABILITE DES GROUPES

Il n'a pas été constaté de différence significative parmi les critères démographiques en préopératoire (Tableau 2).

L'âge moyen était de 70,7 ans (ET: 10,481, Min: 35, Max: 90) dans le GHR versus 70,3 ans (ET: 10,606, Min: 47, Max: 87) dans le GC (p=0,920).

Le sex-ratio homme/femme était de 29/52 dans le GHR contre 30/54 dans le GC (p=0,991).

		Age moyen (an)	Sexe Ratio Homme/Femme	Poids (kg)	Taille (m)	IMC (kg/m ²)
Groupe polyéthylène Hautement Réticulé	Moyenne	70,7	29/52	72,800	1,631	27,386
	Ecart Type	10,481		14,246	0,078	5,058
	Minimum	35		49,000	1,480	18,218
	Maximum	90		120,000	1,860	45,725
Groupe polyéthylène Conventionnel	Moyenne	70,3	30/54	76,400	1,632	28,592
	Ecart Type	10,606		14,276	0,083	4,191
	Minimum	47		37,000	1,480	16,444
	Maximum	87		110,000	1,800	38,293
Analyse statistique	Valeur de p	0,920	0,991	0,106	0,574	0,091

Tableau 2 : Critères démographiques et cliniques pré-opératoires (*: différence statistiquement significative).

Les scores initiaux d'activités de Devane ou de Katz étaient comparables entre les 2 groupes (respectivement p=0,051 et p=0,328). Tous les patients

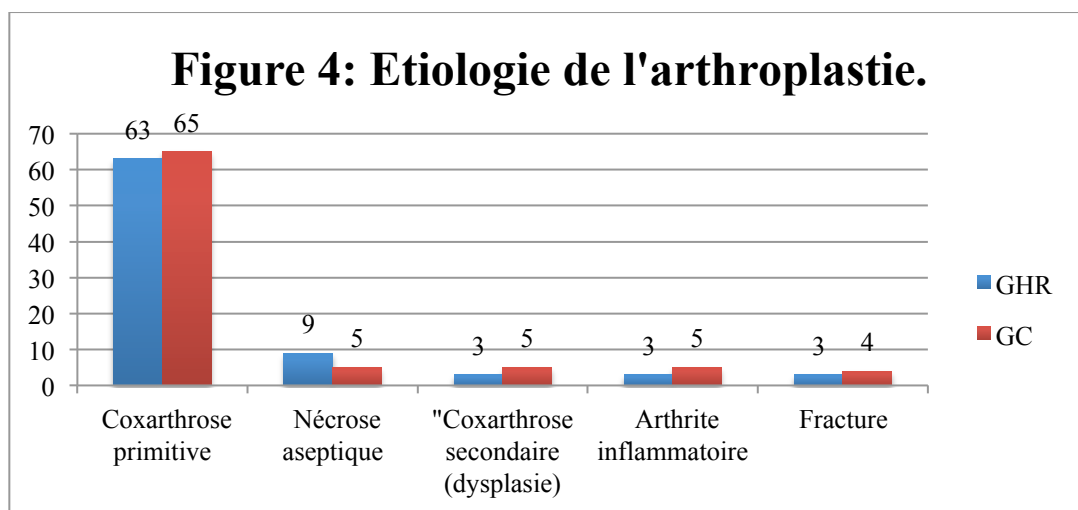
vivaient initialement à leur domicile. La différence pour le critère d'opérabilité ASA était statistiquement non significative ($p=0,253$).

Il n'y avait pas de différence significative pour les scores PMA ($p=0,349$), Oxford ($p=0,059$), Hoos (0,489) ainsi que dans toutes ses composantes, Harris ($p=0,225$) (Tableau 3).

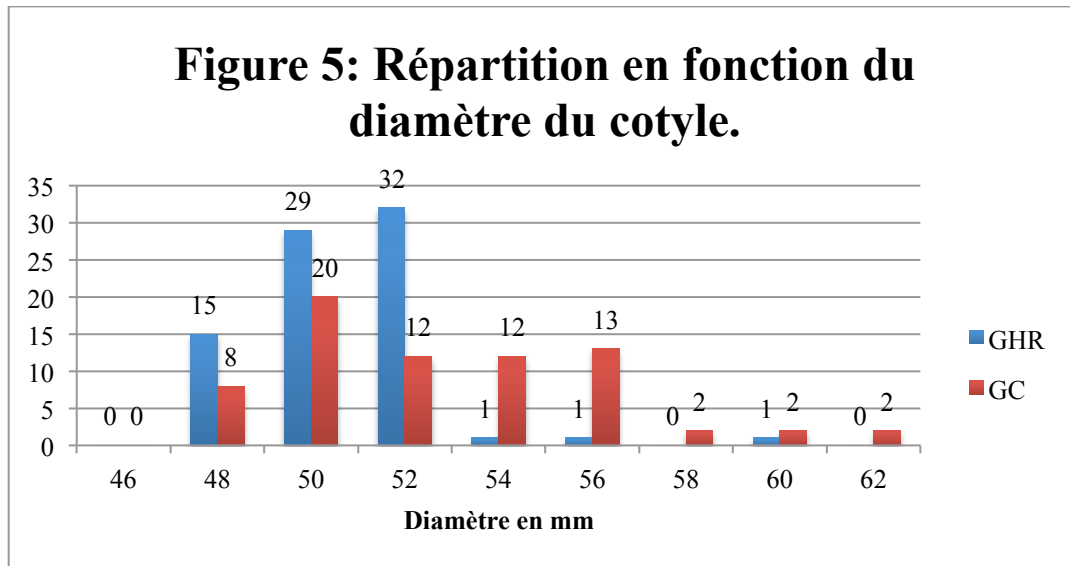
		PMA	Oxford	Hoos Total	Hoos symptôme	Hoos douleur	Hoos fonction	Hoos activité	Hoos qualité de vie	HHS
Groupe polyéthylène Hautement Réticulé	Moyenne	13,000	25,617	68,883	84,506	67,469	73,683	46,914	54,398	68,573
	Ecart Type	2,697	6,532	14,970	11,742	16,921	16,026	18,779	19,199	16,029
	Minimum	2,000	49,000	12,500	45,000	5,000	7,350	0,000	6,250	20,000
	Maximum	17,000	16,000	88,800	100,000	85,000	92,650	93,750	81,250	90,000
Groupe polyéthylène Conventionnel	Moyenne	13,321	23,940	70,335	85,060	68,958	75,341	47,470	56,845	71,324
	Ecart Type	1,506	4,564	11,645	10,164	13,035	11,178	17,304	19,779	12,694
	Minimum	9,000	39,000	44,400	65,000	40,000	48,530	18,750	31,250	44,600
	Maximum	17,000	16,000	88,800	100,000	85,000	91,800	81,250	81,250	87,400
Analyse statistique	Valeur de p	0,349	0,059	0,489	0,746	0,529	0,444	0,843	0,790	0,225

Tableau 3: Scores pré-opératoires (*: différence statistiquement significative).

L'indication de l'arthroplastie totale de hanche ne retrouvait pas de différence significative entre les 2 groupes ($p=0,365$) (Figure 4). Il n'y avait pas de différence significative selon la classification de Charnley ($p=0,340$).



Le diamètre du cotyle en mm présentait une différence significative: diamètre moyen GHR: 50,519 (ET: 2,231, Min: 42, Max: 60); diamètre moyen GC: 51,667 (ET: 4,034, Min: 44, Max: 62) soit un $p=0,025$ (Figure 5).



La taille des tiges fémorales ($p=0,076$), le côté opéré ($p=0,650$), la longueur du col ($p=0,710$), la voie d'abord ($p=0,916$), la taille du col ($p=0,710$), l'opérateur ($p=0,081$) n'étaient pas significativement différents entre les 2 groupes (Figures 6, 7, 8, 9).

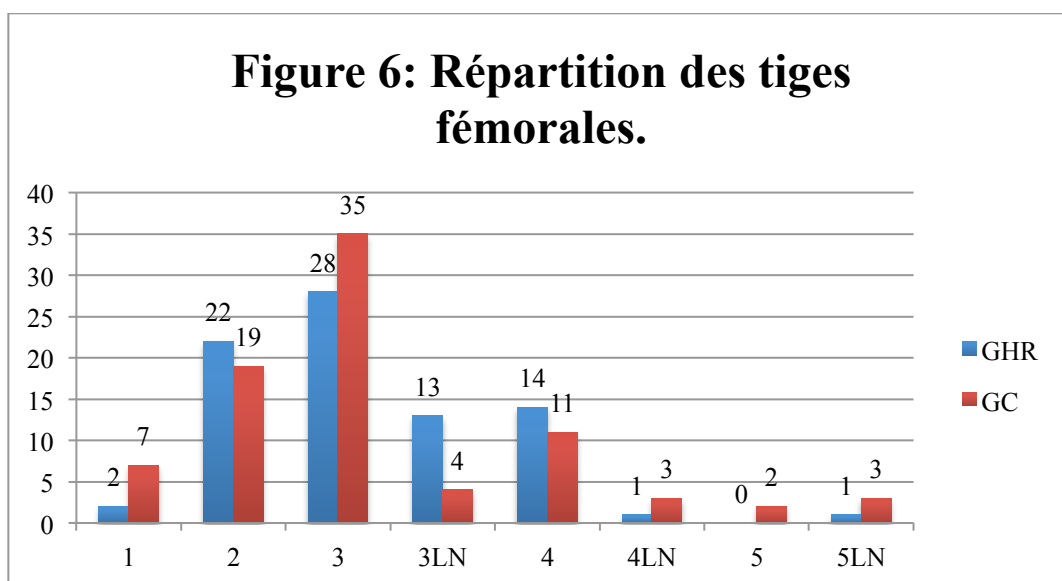


Figure 7: Répartition en fonction du côté opéré.

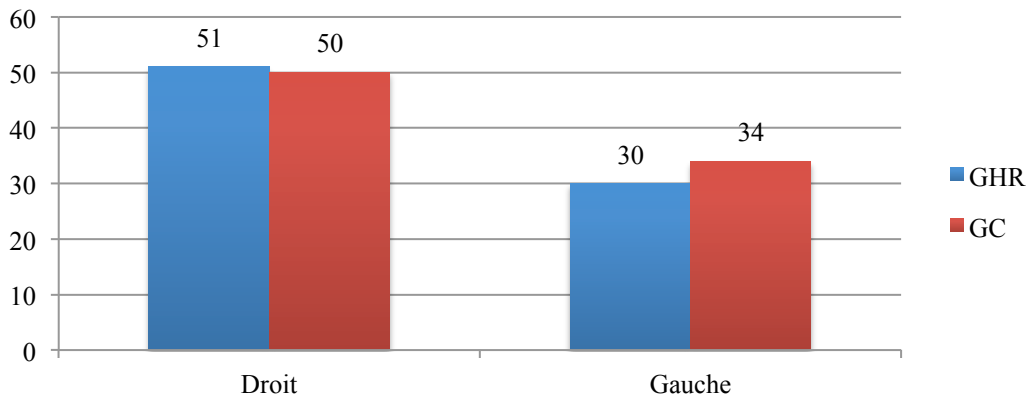


Figure 8: Taille du col.

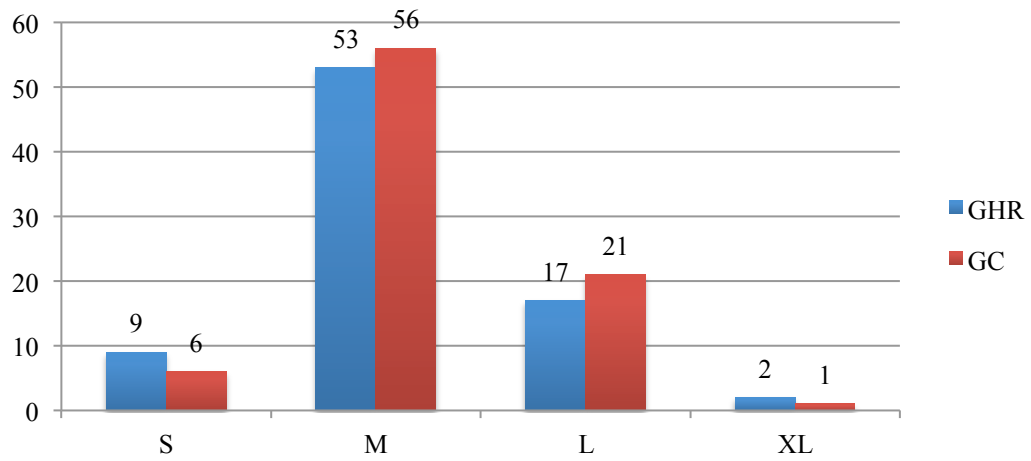
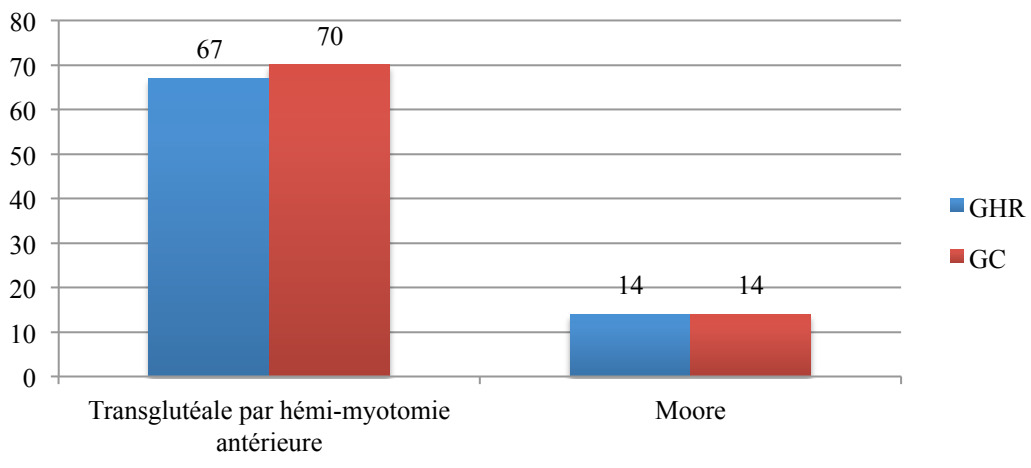


Figure 9: Voie d'abord.



A la revue, le poids était statistiquement plus important dans le GC (78,357, ET: 16,452, Min: 37, Max: 127) que dans le GHR (73,358, ET: 13,996, Min: 46, Max: 115): $p=0,037$.

L'IMC était lui aussi statistiquement plus important dans le GC ($p=0,033$).

COMPLICATIONS

Il n'y a pas eu de complication peropératoire au cours des 175 interventions.

On comptait 4 luxations dans le GHR (2 par voie postérieure et 2 par voie antéro-latérale) contre 1 (voie postérieure) dans le GC ($p=0,342$). La voie postérieure était responsable de plus de luxations que la voie antéro-latérale ($p=0,014$).

Un sepsis précoce a été relevé au sein du GHR nécessitant une reprise de PTH. Il n'y a pas eu de complications thrombo-emboliques.

ANALYSE DES SCORES CLINIQUES

Les scores de Devane et de Katz n'étaient pas différents statistiquement entre les 2 groupes (respectivement $p=0,150$ et $p=0,162$).

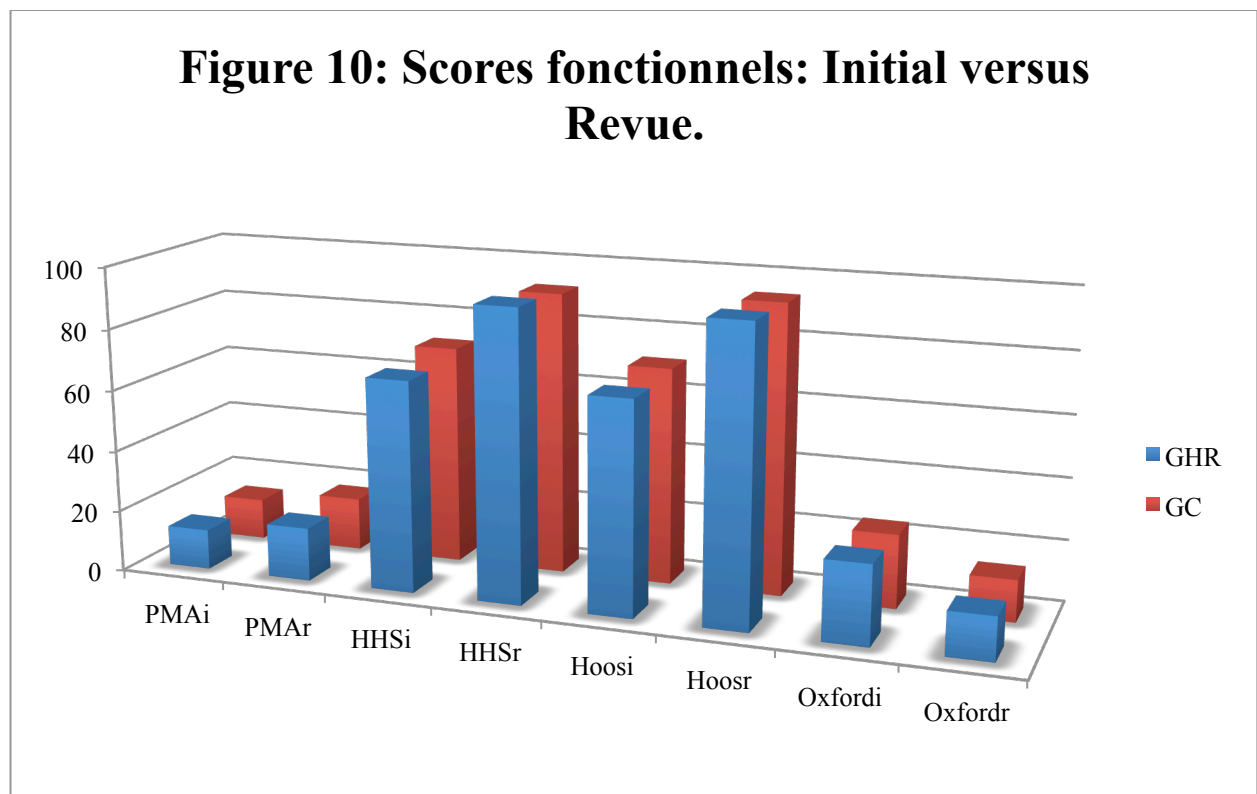
En retenant les valeurs habituelles de la littérature (PMA=18 score excellent; bon entre 15 et 17; médiocre entre 14 et 13 et mauvais pour $PMA < 13$) on obtenait 98,77% de bons et excellents résultats dans le GHR et 97,62% dans le GC ($p=0,582$).

Pour le score Oxford (excellent <19; bon entre 19 et 26, intermédiaire entre 27 et 33, mauvais si >33): on retrouvait 96,3% de résultats excellents dans le GHR et 95,24% dans le GC (p=0,736).

Le score de Harris (excellent si ≥ 90 ; bon de 89 à 80; médiocre de 79 à 70; mauvais si <70) (39)) retrouvait 95,06% de bons et très bons résultats dans le GHR et 90,48% dans le GC (p=0,257).

Tous les scores PMA, Oxford, Hoos et Harris lors de la revue ont été améliorés par rapport aux scores initiaux de manière significative dans les 2 groupes (Tableau 4) (Figure 10).

En comparant les 2 groupes lors de la revue il a été obtenu l'absence de différence significative entre ces différents scores sauf pour le Hoos Symptôme qui est meilleur sans le GHR (p=0,001) et le Hoos Activités qui est meilleur dans le GC (p=0,002) (Tableau 5).



		PMA	Oxford	Hoos Total	Hoos symptôme	Hoos douleur	Hoos fonction	Hoos activité	Hoos qualité de vie	HHS
Groupe Hautement Réticulé	Valeur de p	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*
Groupe polyéthylène Conventionnel	Valeur de p	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*	< 0,0001*

Tableau 4: Comparaison intragroupe des scores cliniques pré-opératoires versus post-opératoires. (*: différence significative)

Il n'y avait pas de différence significative concernant une inégalité de longueur des membres inférieurs entre les 2 groupes: dans le GHR on retrouvait une inégalité de longueur de +0,117cm (ET: 0,572, Min: -2, Max: 3) contre +0,202 (ET: 0,597, Min: 1, Max: 3) (p=0,351).

RESULTATS RADIOGRAPHIQUES

Le **taux de pénétration** en mm/an était en moyenne de 0,019 (ET: 0,003, Min: 0,010, Max: 0,025) dans le GHR contre 0,123 (ET: 0,025, Min: 0,070, Max: 0,170) dans le GC. Cette différence était significative en bilatéral comme en unilatéral avec un taux plus faible dans le GHR (p<0,0001) (Tableau 5).

L'orientation du cotyle (angle de couverture externe) déterminée par le logiciel Martell était en moyenne de 42,03° (ET=6,078, Min: 36,4, Max: 47,7) pour le GHR contre 41,88° pour le GC (ET=7,891, Min: 35,9, Max: 48,1) avec une différence non significative (p=0,456).

En ce qui concernait les descellements radiologiques, aucun n'a été mis en évidence sur le versant cotyloïdien, mais un pour le pivot fémoral dans le GHR et 4 dans le GC (p=0,386). Le descellement du GHR était un stade «probable» de O'Neill, localisé en zone 7 de Gruen. Dans le GC, les lyses étaient localisées

principalement en zone 7 de Gruen (3 hanches, stade «probable») et en zone 1 (1 hanche, stade «possible»).

		Délai en jours	Taux de pénétration (Martell)	PMA	Oxford	Hoos Total	Hoos symptôme	Hoos douleur	Hoos fonction	Hoos activité	Hoos qualité de vie	HHS
Groupe polyéthylène Hautement Réticulé	Moyenne	2104,852	0,019	17,309	14,025	94,858	97,901	96,235	94,209	90,046	89,043	94,027
	Ecart Type	228,028	0,003	1,045	3,049	6,657	4,173	6,927	12,281	14,415	17,442	8,810
	Minimum	1561,000	0,010	14,000	22,000	75,000	80,000	70,000	0,000	43,750	31,250	50,000
	Maximum	3269,000	0,025	18,000	12,000	100,000	100,000	100,000	100,000	100,000	100,000	100,000
Groupe polyéthylène Conventionnel	Moyenne	2210,857	0,123	17,190	13,536	93,661	95,476	97,108	93,532	83,373	92,008	91,650
	Ecart Type	341,583	0,025	1,092	2,860	6,955	5,980	6,088	8,427	15,226	13,749	12,989
	Minimum	1648,000	0,070	13,000	24,000	77,500	80,000	77,500	66,180	50,000	50,000	50,000
	Maximum	4624,000	0,170	18,000	12,000	100,000	100,000	100,000	100,000	100,000	100,000	100,000
Analyse statistique	Valeur de p	0,172	< 0,0001*	0,479	0,289	0,261	0,003*	0,245	0,681	0,004*	0,228	0,170
	Test unilatéral		GHR>GC				GHR>GC			GHR<GC		
	Valeur de p		< 0,0001*				0,001*			0,002*		

Tableau 5: Délai, taux de pénétration et scores lors de la revue (*: différence statistiquement significative).

DISCUSSION

L'objectif de cette étude était de comparer le taux de pénétration et d'en déduire l'usure de deux polyéthylènes l'un HR, l'autre Conventionnel dans des conditions *in vivo* les plus comparables. Avec un taux de pénétration moyen de 0,019 (ET: 0,003, Min: 0,010, Max: 0,025) le cotyle HighCross[®] a un taux de pénétration significativement moindre que le cotyle à polyéthylène conventionnel ($p < 0,0001$).

L'usure du cotyle est liée à 3 paramètres: *l'usure vraie* du polyéthylène, *le rodage* (période initiale de conformation des surfaces) et *le fluage* (déformation plastique du matériau). Les deux derniers phénomènes sont prépondérants durant les 18 à 24 premiers mois après la mise en place de la prothèse; par la suite l'usure seule intervient dans la mesure du déplacement du centre de la tête prothétique par rapport au centre cotyloïdien. Il a par ailleurs été démontré récemment par Dowd (39) que l'usure du polyéthylène après 18 mois était un phénomène quasiment linéaire. Dans notre étude nous ne disposions que des radiographies à 8 semaines et à la revue. Les phénomènes de fluage et de rodage ne sont donc pas différenciés au sein de notre étude.

Cependant les usures constatées dans notre série sont tout à fait en accord avec les données de la littérature, notamment les 2 méta-analyses récentes qui démontrent de manière significative une moindre pénétration au sein des cotyles hautement réticulés (40) (41). En revanche Kuzyk (40) montre une diminution significative d'ostéolyse radiologique (Risk Ratio: 0,40 (IC_{95%}: [0,27; 0,58])).

Les prothèses de type Charnley avec une tige fémorale cimentée, une tête fémorale de 22,2 mm et un cotyle entièrement en polyéthylène cimenté ont

démontré de bons résultats à long terme avec des taux de survie de 85% à 25 ans pour Caton en 2011 (10). Les prothèses cimentées restent pour certains auteurs la référence en matière d'arthroplastie de hanche (42). Il n'a pourtant été retrouvé qu'un seul article référencé reprenant ce type de prothèse avec un cotyle hautement réticulé. Ise (43) avec un cotyle irradié à 3,5 Mrads recuit et stérilisé par rayonnement (2,5 Mrads en atmosphère azotée) obtient une usure moyenne de 0,068 mm/an contre 0,170 mm/an pour son cotyle de référence (différence significative) avec un suivi allant de 3,73 ans \pm 0,54 à 4,07 ans \pm 0,43.

Langlois, au cours d'une série prospective randomisée à 8 ans minimum de recul, retrouve un taux d'usure à régime constant de -0,0002 mm/an (\pm 0,1076) en utilisant le cotyle Durasul[®] et une prothèse type Charnley. Il explique son usure négative principalement par une limite de la précision des mesures. Comparativement à notre étude l'usure serait 100 fois moindre. Néanmoins Langlois exclut la phase rodage/fluage de son analyse. (44)

Pour Digas qui a comparé des cotyles cimentés et sans ciment (metalback), l'amélioration en matière d'usure était majeure par rapport au polyéthylène conventionnel sans importance de la fixation du cotyle. Par contre la phase de rodage/fluage est plus longue pour les cotyles cimentés (2 ans contre 1 an) (45).

Le ciment comme tout matériau peut avoir des répercussions sur le couple de frottement surtout lorsqu'il se dégrade en particules. Bragdon (46) a évalué l'usure sur simulateur de cupules en polyéthylène hautement réticulé (9,5 Mrads, refondu) comparativement à des cupules en polyéthylène partiellement réticulé en fonction de l'absence de particules, de la présence de particules d'alumine et en présence de particules de ciment (polyméthyl de méthacrylate et sulfate de baryum). En présence de particules d'alumine, l'augmentation du taux d'usure était en moyenne de 149 mg/10⁶ cycles pour le polyéthylène conventionnel

contre 37 mg/10⁶ cycles pour le polyéthylène hautement réticulé (p<0,01). L'effet des particules de ciment était moins marqué sur l'augmentation des taux d'usure (12,1 contre 0,2 mg/10⁶ cycles), mais là encore la différence entre les deux types de polyéthylène était hautement significative (p<0,0001).

Pour Heiner (47), toujours sur des tests sur simulateur, la réticulation du polyéthylène ne protégeait pas des rayures dues aux particules de grande taille (300 à 320 µm) en configuration troisième corps fixe. Mais plusieurs études (48) (49) ont mis en évidence la capacité du hautement réticulé à se remodeler dès lors que les particules étaient expulsées de l'interface métal/polyéthylène.

Dans une autre étude Bragdon (50) a comparé, toujours sur simulateur, l'effet du diamètre de la tête fémorale (28, 36 et 46mm) sur le taux d'usure en présence de débris de ciment sans mettre en évidence de différence significative.

Le diamètre de la tête fémorale ne semble pas, au vu de résultats *in vitro*, (51) modifier l'usure de manière significative. Ceci est confirmé par des études de suivi de patients: Bragdon en 2007 (52), sur une série à 3 ans de recul, montre une absence d'augmentation de l'usure en augmentant la tête de 28 à 36 mm. Ce même auteur a rapporté sur une série de 200 PTH et un suivi moyen de 6,9 ans l'absence de différence significative d'usure sur des têtes de 28 à 38 mm (53). Par ailleurs, Geller (54) a rapporté les résultats d'une étude prospective incluant 45 arthroplasties totales de hanche utilisant un PEHR en face d'une tête fémorale de diamètre 36 mm (n=24), 38 mm (n=16) ou 40 mm (n=5) après un recul moyen de 3,3 ans. Les taux de pénétration n'étaient pas significativement différents. Pour Lachiewicz (55) le taux de pénétration des petites têtes (26 et 28mm) est comparable à ceux des têtes plus grosses (32, 36 et 40mm). En revanche l'usure volumétrique est statistiquement plus importante pour les têtes de diamètre ≥32mm (p≤0.0005). Ceci est retrouvé *in vivo* chez Hammerberg (56): il n'y a pas de différence significative en matière d'usure ni en matière

d'amplitude articulaire entre petites (28 et 32 mm) et grosses têtes (38 à 44 mm), seule l'usure volumétrique est plus importante pour les grosses têtes ($p=0,0001$). Le problème est différent pour le polyéthylène standard puisque Kabo décrit une usure d'autant plus marquée que le diamètre de la tête fémorale est élevé, surtout au delà de 30 mm (57).

L'analyse radiologique, selon la méthode de Martell, est une méthode reconnue de mesure du taux de pénétration de la tête fémorale qui a montré sa fiabilité et sa reproductivité, notamment en utilisant un modèle fantôme (35) (58): la précision était de $25\mu\text{m}$ (23,2 à $25,6\mu\text{m}$) et la reproductibilité de $61\mu\text{m}$ (49,1 à $73,7\mu\text{m}$) en utilisant une radiographie du bassin de face. Dans les mêmes conditions en utilisant un modèle fantôme le système d'analyse radio-stéréométrique (RSA), ces mêmes auteurs ont prouvé une meilleure précision (59). Néanmoins le coût moindre, la simplicité des radiographies nécessaires et l'absence de marqueur spécifique à incorporer aux implants font de la méthode de Martell une méthode de référence.

Une des limites de l'analyse 2D est son incapacité à détecter l'usure en dehors de celle visible dans le plan antéro-postérieur. Nos résultats sont de ce fait critiquables. En effet, il s'agit d'une étude de mesure bidimensionnelle sur un composant subissant des forces de contraintes et donc une usure, un rodage et un fluage tridimensionnels.

L'analyse en 3D cherche à remédier aux limites de la 2D. L'intérêt d'ajouter une mesure sur le profil par rapport au bassin de face seul (2D) est de détecter 10% d'usure en plus; la corrélation entre les deux techniques restant excellente (60) avec cependant, l'inconvénient majeur lié à la technique 3D: une reproductibilité 4 fois moindre et donc la nécessité d'inclure un plus grand nombre de patients pour démontrer une différence significative avec une puissance suffisante lors d'un essai clinique (61).

Pour d'autres auteurs l'analyse en deux dimensions donne des résultats similaires aux analyses 3D (62) dans 95% des cas qu'elles soient obtenues par radiographies multiples ou par scanner (60).

Ainsi il semble actuellement préférable de réaliser les mesures uniquement sur des clichés du bassin de face. Il est intéressant de pouvoir calculer la pénétration linéaire, car l'ostéolyse péri-prothétique est une réponse au volume de débris générés par l'articulation péri-prothétique.

Comparativement aux autres études portant sur les PE hautement réticulé, notre série présente un des plus faibles taux de pénétration alors que les implants étaient tous cimentés (Tableau 5). L'explication peut provenir de plusieurs éléments: la structure même du polyéthylène du cotyle HighCross[®] due à la forte réticulation à 10 Mrads et à une stabilisation à 150°C peut être un élément expliquant cette faible pénétration; l'interface polyéthylène/Metalback est source d'usure et de débris (63).

Au sein de notre série, il n'a été mis en évidence aucune complication à type d'usure prématurée ou de fracture de polyéthylène comme cela a été décrit par certains auteurs *in vitro* (64) (notamment en augmentant la réticulation du polyéthylène comme cela est le cas du cotyle HighCross[®]) ou *in vivo* avec des analyses d'explants. Pour Tower et Halley les deux étiologies retenues étaient une malposition du cotyle avec un excès d'antéversion et un gros diamètre de tête (supérieur à 38mm) (65) (66). Pour Hara, avec une tête de 26mm et un cotyle globalement à 41° d'antéversion et à propos de deux cas, la seule étiologie retrouvée était une oxydation prématurée du polyéthylène avec une rupture au bord supérieur de la collerette péri-métalback (67). Furmanski, à propos de 4 fractures d'implants, désigne les conflits col/cotyle et le design des cotyles avec l'anneau péri-métalback comme facteur de risque (68). Sur une

série un peu plus importante, ce même auteur retient le recuit comme élément facilitant la propagation des fissures et donc la fracture des implants (69) du fait de la forte cohésion des chaînes moléculaires. Sur toutes ces séries ainsi que sur d'autres études (70) la malposition des implants ainsi que les gros diamètres de tête avec une faible épaisseur de polyéthylène semblent être deux facteurs récurrents. Bien que des fractures tardives (7 et 8 ans) aient été décrites (65) les fractures d'implant surviennent généralement à court et moyen terme (de 3 jours à environ 5ans).

Au sein de notre série les implants sont correctement positionnés (71) et présentent tous une épaisseur importante de polyéthylène puisqu'il s'agit de full-PE. Le diamètre moyen est significativement plus important au sein du GC ($p=0,025$). Mais avec un diamètre moyen de 50,519mm (ET: 2,231, Min: 42, Max: 60) et une tête de 22,2mm de diamètre l'épaisseur du polyéthylène reste bien supérieure aux cotyles avec métalback (72) ce qui peut être bénéfique pour limiter la propagation des fissures et éviter les fractures d'implant. En moyenne, l'épaisseur du polyéthylène

Avec un suivi moyen à 5,9 ans il est à noter que notre étude ne peut montrer que des résultats à moyen terme. Cependant les données cliniques, avec les différents scores fonctionnels comme le Hoos, le HHS, le score Oxford ou le PMA, ainsi que les scores de qualité de vie, montrent que l'amélioration est significative après une PTH et que les scores sont bons voire excellents dans plus de 90% des cas dans les 2 groupes sans différence statistiquement significative.

Notre série ne retrouve qu'un faible taux de luxation (2,7% globalement) (73) (74) ce qui est peu pour une tête fémorale de diamètre 22,2mm mais qui correspond avec le bon positionnement des implants, expliqué par l'expérience

des chirurgiens séniors et par l'utilisation préférentielle d'une voie antérolatérale (137 versus 28 voies postérieures). Cette tendance luxante de la voie postérieure avec des têtes de petit diamètre est significative et est retrouvée dans la littérature (73).

L'absence de différence significative de descellement peut être expliquée par le recul insuffisant malgré une cohorte importante puisque celui-ci reste lié à l'usure. Il conviendra donc de compléter cette série avec un recul plus important.

En l'absence de différence de coût, un cotyle hautement réticulé fortement irradié peut être une solution efficace et sûre pour le traitement des pathologies de la hanche y compris chez les patients jeunes.

Hormis le design anatomique du pivot Native, le concept de l'arthroplastie cimentée étudiée reste dans la philosophie de J. Charnley, gold standard des PTH depuis des décennies. L'introduction d'un PE hautement réticulé peut en optimiser encore les résultats ... que seul le temps permettra de valider.

Étude	Année	Type d'étude	Type de PTH	Tête (en mm)	Type de polyéthylène hautement réticulé	Nombre PEHR/Conv	Suivi moyen (années)	Usure annuelle moyenne en mm/an: HR/Conv.	Outil d'évaluation de l'usure	Oxétolysé PEHR/Conv.	Score de fonction
Norre série	2014	cohorte rétrospective	Cimentée	22,2 CrCo	Highcross® Medacta®	81/84	5,91 (ET:0,81, 4,3-12,7)	0,019 (ET: 0,003, Min: 0,010, Max: 0,025)/ 0,123 (ET: 0,025, Min: 0,070, Max: 0,170)	Martell	1/4	PMA, Hoss, HHS, Oxford
Épimette (75)	2014	cohorte rétrospective	Sans ciment	28-32 Al(228) Al/Al(447)	Crossfire® Stryker®	447	10-12	0,0190 (A/PEHR)/ 0,00183(A/Al)	Roman	*	HHS, PMA
Bédard (76)	2014	cohorte rétrospective	Sans ciment(140); Hybrid(10)	28-32	Marathon® DePuy®	150	10	0,051 ±0,0008/ 0,16±0,03	Shaver	0	Womac UCLA
Sher (77)	2013	cohorte rétrospective	Sans ciment	28 CrCo	Crossfire® Stryker®	48	10,5 (8,5-14)	0,122	Roman	2	HHS
Callary (78)	2013	NC	Sans ciment	32 CrCo	X3® Stryker®	21	5	0,071	RSA	NC	NC
Rienstra (79)	2013	cohorte rétrospective	Sans ciment	28 CrCo	RingLoc® Biomet®	76	11,9	0,15	NC	NR	HHS, Oxford Hip Squash
Miri(80)	2013	cohorte rétrospective	Sans ciment	28 CrCo	Durasul® Zimmer®	162	7,2 (ET:1,5, 5-10,6)	0,038	SAS program	5 cobyles/16 fémurs	HHS
Babovic (81)	2013	cohorte rétrospective	Sans ciment	28 CrCo	Longevity® Zimmer®	124	10,44	0,02 ±0,0047	Roman	0	HHS
Nakashima(82)	2013	cohorte rétrospective	Sans ciment	22,2 ZrO2	Longevity® Zimmer®	69/62	11,5	0,007 /0,12	Polyware auto software	2/2	JOA hip score
Langlois (84)	2012	prospectif randomisée	Cimentée	22,2 CrCo	Durasul® Zimmer®	38/30	9,11(±0,78)	-0,0002 ±0,1076/ 0,1382 ±0,1287	Martell	0	PMA
Reynolds (83)	2012	cohorte rétrospective	Sans ciment	28 CrCo	Crossfire® Stryker®	46	9,05 (±1,10, 6,6-10,8)	0,037 ±0,022	Martell	NR	PMA
Johanson (84)	2012	cohorte rétrospective	Cimentée	28 CrCo	Durasul® Zimmer®	25/27	10	0,006 ±0,01/ 0,056 ±0,005	RSA	5/6 (fémur) 0/0 (cobyle)	HHS
Engel (85)	2012	prospectif randomisée	Sans ciment	28-32	Marathon® DePuy®	116/116	10 (±1,8)	0,06 ±0,05/ 0,22 ±0,11	Martell	0/15	HHS
D'Antonio (86)	2012	prospectif randomisée	Sans ciment	32 CrCo	X3® Stryker®	51	>5	0,015	Martell	0	NR
Rorh (87)	2012	prospectif randomisée	Cimentée	28 CrCo	Crossfire® Stryker®	10	10	0,002	RSA	0	HHS, UCLA
Bragdon (88)	2011	cohorte rétrospective	cupule sans ciment	22, 26, 28, 32	Durasul®, Longevity® Zimmer®	355	7	0,0072 ±0,078 (28)/0,043 ±0,0873 (32)/ 0,097 ±0,1407 (Conv.)	Martell	0	HHS, UCLA, EQ-5D, SF-36
Lee (89)	2011	cohorte rétrospective	Sans ciment(78); Hybrid(22)	28 CrCo	Longevity® Zimmer®	113	7	0,031 ±0,012	Polyware auto software	8	UCLA
Capello (90)	2011	cohorte rétrospective	Sans ciment	28 CrCo	Crossfire® Stryker®	57/48	8,6 (ET:1,7-10,3)	0,031 ±0,014	RSA	0/20	NR
Nakahara (91)	2011	prospectif	Sans ciment	26-32 CrCo	Longevity® Zimmer®	90	8	0,028 ±0,0014 (26)/ 0,024 ±0,009 (32)	Polyware auto software	NR	PMA, UCLA
Kim(92)	2011	prospectif randomisée	Sans ciment	28 Al	Marathon® DePuy®	73	8,5 (7-9)	0,05 ±0,02	AUTOCAD	0	HHS, Tegner et Lysholm
Thomas (93)	2011	prospectif randomisée	Hybride	28 CrCo	Longevity® Zimmer®	27/27	7-7,8	0,005 ±0,015/ 0,037 ±0,019	RSA 3D	9%	NR
Whitaker (94)	2010	cohorte rétrospective	Sans ciment	28 CrCo	Reflection® Smith Nephew®, Longevity® Zimmer®	57:36	6,42/7,64	0,026(0,004-0,047)(Reflection)/ 0,025(0,009-0,042)(Longevity)	Martell	NR	NR
Joulié (95)	2010	prospectif randomisée	Cimentée	22,2 CrCo	Durasul® Zimmer®	38/34	7,9 ±0,57	0,051 (ET: 0,019; 0-0,092)/ 0,080 (ET: 0,050; 0,017-0,261)	Roman	NR	PMA Oxford
Gavin (96)	2009	cohorte rétrospective	Sans ciment	28 ZrO2	Longevity® Zimmer®	56	2	0,004	Geller	NR	NR
Mc Galden (97)	2009	prospectif randomisée	Sans ciment	28 CrCo	Longevity® Zimmer®	50/50	6,8	0,003 ±0,027/ 0,051 ±0,022	Martell	0	HHS, Womac, SF12
Ise (43)	2009	cohorte rétrospective	Cimentée	22,2 CrCo, 22,2 ZrO2	Aconian® Kyocera®	94	>3	0,059 ±0,068/ 0,170	Sychterz	NR	UCLA
Kim (98)	2009	prospectif randomisée	Sans ciment	28 Al	Marathon® DePuy®	200	5,6	0,06	AutoCAD	0	HHS, Tegner et Lysholm
Bekac (99)	2009	cohorte rétrospective	Hybride	NC	Longevity® Zimmer®	82	5,3 (4-8)	0,002/0,12	Livmore	2/8	NR
Triclot(100)	2009	prospectif randomisée	Hybride	28 CrCo	Durasul® Zimmer®	49/53	4,9 (4,2-6,1)	0,025(±0,128)/ 0,10(±0,109)	Martell	NR	PMA
Geerdink (101)	2009	prospectif randomisée	Sans ciment	28 CrCo	Duration® Stryker®	22/26	8 (7-9)	0,088 ±0,03/ 0,142 ±0,07	Roman	2/9 (cobyle); 2/4 (fémur)	NR
Rajadhyaksha (102)	2009	cohorte rétrospective	Sans ciment	28 CrCo	Crossfire® Stryker®	27/27	>5	0,054 ±0,047/ 0,127 ±0,076	Martell	NC	HHS
Garcia-Rey (103)(104)	2008/2013	prospectif randomisée	Sans ciment	28 Inox	Durasul® Zimmer®	45/45	>10	0,02 ±0,016/ 0,05 ±0,035	AutoCAD	0	PMA
Glyn-Jones (105)	2008	prospectif randomisée	Hybride	28 CrCo	Longevity® Zimmer®	54	2	0,07/0,1	RSA	NR	Oxford
Bleich (106)	2008	cohorte rétrospective	Sans ciment	28	Marathon® DePuy®	32/34	5,8 (5-7,7)	0,031 ±0,047/ 0,104 ±0,094	Martell	0/8	NR
Olyslagers (107)	2008	cohorte rétrospective	Hybride	28 CrCo	Trilogy® Zimmer®	110/20	5,1 (4,98-6,98)	0,05 ±0,02/ 0,10 ±0,07	Martell	1/2	HHS
Digas (108)	2007	prospectif randomisée	Cimentée	28 CrCo	Durasul® Zimmer®	56	5	0,15/0,36	RSA	NR	HHS
Digas (109)	2007	prospectif appariée	Hybride	28 CrCo	Longevity® Zimmer®	23/23	5	0,08/0,34	RSA	NR	HHS
Leung (110)	2007	prospectif randomisée	Sans ciment	28 CrCo	Marathon® DePuy®	36/40	5	0,01 ±0,006/ 0,2 ±0,13	Muscular Skeleton Analysis Software	3/11	HHS
Bragdon (52)	2007	cohorte rétrospective	cupule sans ciment	28-32	Durasul® Zimmer®	200	6,9 (6-8)	-0,002 (28); -0,026 (32)	Martell	NR	HHS, UCLA, Womac
Geller (53)	2006	cohorte rétrospective	Sans ciment	>32	NC	45	3,3	-0,06 ±0,041	NC	0	NR
Engel et Hopper(110)	2006	prospectif randomisée	Sans ciment	28 CrCo	Marathon® DePuy®	95/90	5,7 (±0,6; 4,1-7,2)	0,01 ±0,07/ 0,19 ±0,12	Martell	33/39 (cobyle)	Score fonctionnel propre
Dorr (111)	2005	prospectif	Sans ciment	28 CrCo	Durasul® Zimmer®	23/17	5	0,029 ±0,02/ 0,005 ±0,03	Martell	NR	HHS
Krusell(112)	2005	cohorte rétrospective	Sans ciment	28 CrCo	Crossfire® Stryker®	40/40	3,98	0,05(0,01-0,09)/ 0,12(0,02-0,29)	Sychterz	NR	NR
Manning (113)	2005	prospectif non randomisé	sans ciment	28 CrCo	Longevity® Zimmer®	49	2,6 (2-3,67)	0,018 ±0,022	Martell	NR	HHS, UCLA
Manning (113)	2005	prospectif non randomisé	sans ciment	28 CrCo	Durasul® Zimmer®	21	2,6 (2-3,67)	0,010 ±0,009	Martell	NR	HHS, UCLA
Heisel (114)	2004	prospectif randomisée	Sans ciment	28-32	Marathon® DePuy®	48/50	2,5 (2-4,4)	0,02/ 0,13	Martell	NR	UCLA
Martell (58)	2003	prospectif randomisée	Sans ciment	28 CrCo	Crossfire® Stryker®	24/22	2,3 (1,8-3,2)	0,12/ 0,20	Martell	NR	NR

Tableau 6: Tableau synthétique des données de la littérature sur l'usure in vivo du polyéthylène hautement réticulé.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. Caton J, Papin P. Typologie et épidémiologie des prothèses totales de hanche en France. E-Mém Académie Natl Chir 2012;11(2):1-7.
2. Lehil M, Bozic KJ. Trends in Total Hip Arthroplasty Implant Utilization in the United States. J Arthroplasty : Sous presse, 2014.
3. Learmonth ID, Young C, Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. The Lancet 2007;370(9597):1508-19.
4. The SoFCOT Group, Delaunay C, Hamadouche M, Girard J, Duhamel A. What Are the Causes for Failures of Primary Hip Arthroplasties in France? Clin Orthop Relat Res 2013;471(12):3863-9.
5. Kurtz S, Mowat F, Ong K, Chan N, Lau E, Halpern M. Prevalence of primary and revision total hip and knee arthroplasty in the United States from 1990 through 2002. J Bone Joint Surg Am 2005;87(7):1487-97.
6. Charnley J. Low Friction Pincipe. In: Springer Berlin Heidelberg, editor. Low Friction Arthroplasty of the Hip Theory and Practice. Berlin, Heidelberg: Springer; 1979. p.3-15.
7. Medicines and Healthcare products Regulatory Agency. Medical Device Alert: All metal-on-metal (MoM) hip replacements. MHRA; 2012 juin. Report No.: MDA/2012/036.
8. Yoo JJ, Kim HJ, Kim Y-M. Damage of an alumina-on-alumina bearing surface from a difficult reduction of a total hip arthroplasty. A report of three cases. J Bone Joint Surg Am 2004;86-A(2):376-8.
9. Mesnil P, Vasseur L, Wavreille G, Fontaine C, Duquennoy A, Migaud H. Is cemented metal-polyethylene 22.2mm hip arthroplasty a gold standard? Results of a series of 105 primary arthroplasties at a minimum of ten years follow-up. Orthop Traumatol Surg Res 2014;100(4):369-73.
10. Caton J, Prudhon JL. Over 25 years survival after Charnley's total hip arthroplasty. Int Orthop 2011;35(2):185-8.
11. Keener JD, Callaghan JJ, Goetz DD, Pederson DR, Sullivan PM, Johnston RC. Twenty-five-Year Results After Charnley Total Hip Arthroplasty in Patients Less than Fifty Years Old A Concise Follow-up of a Previous Report. J Bone Joint Surg Am 2003;85-A(6):1066-72.
12. Callaghan JJ, Forest EE, Olejniczak JP, Goetz DD, Johnston RC. Charnley total hip arthroplasty in patients less than fifty years old. A twenty to twenty-five-year follow-up note. J Bone Joint Surg Am 1998;80(5):704-14.
13. Halley DK, Glassman AH. Twenty-to twenty-six-year radiographic review in patients 50 years of age or younger with cemented Charnley low-friction arthroplasty. J Arthroplasty 2003;18:79-85.
14. Wang KY, Horne JG, Devane PA, Wilson T, Miller JH. Chemical eluates from ultra-high molecular weight polyethylene and fibroblast proliferation. J Orthop Surg (Hong Kong) 2001;9(1):25-33.

15. 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* 2003;85-A(6):1095-9.
16. Oparaugo PC, Clarke IC, Malchau H, Herberts P. Correlation of wear debris-induced osteolysis and revision with volumetric wear-rates of polyethylene: a survey of 8 reports in the literature. *Acta Orthop Scand* 2001;72(1):22-8.
17. Sochart DH. Relationship of acetabular wear to osteolysis and loosening in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1999;(363):135-50.
18. Harris WH. Highly cross-linked, electron-beam-irradiated, melted polyethylene: some pros. *Clin Orthop Relat Res* 2004;(429):63-7.
19. Harris WH, Muratoglu OK. A review of current cross-linked polyethylenes used in total joint arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2005;(430):46-52.
20. 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* 1999;17(2):157-67.
21. Rimnac CM, Klein RW, Betts F, Wright TM. Post-irradiation aging of ultra-high molecular weight polyethylene. *J Bone Joint Surg Am* 1994;76(7):1052-6.
22. Ries MD, Pruitt L. Effect of cross-linking on the microstructure and mechanical properties of ultra-high molecular weight polyethylene. *Clin Orthop Relat Res* 2005;440:149-56.
23. 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* 2003;(414):289-304.
24. Gencur SJ, Rimnac CM, Kurtz SM. Fatigue crack propagation resistance of virgin and highly crosslinked, thermally treated ultra-high molecular weight polyethylene. *Biomaterials* 2006;27(8):1550-7.
25. 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* 2003;66(1):146-54.
26. Oral E, Malhi AS, Muratoglu OK. Mechanisms of decrease in fatigue crack propagation resistance in irradiated and melted UHMWPE. *Biomaterials* 2006;27(6):917-25.
27. Duparc F, Thomine JM, Dujardin F, Durand C, Lukaziewicz M, Muller JM, et al. Anatomic basis of the transgluteal approach to the hip-joint by anterior hemimiotomy of the gluteus medius. *Surg Radiol Anat* 1997;19(2):61-7.
28. Merle D'Aubigné R. Numerical classification of the function of the hip 1970. *Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot* 1990;76(6):371-4.
29. Dawson J, Fitzpatrick R, Carr A, Murray D. Questionnaire on the perceptions of patients about total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 1996;78(2):185-90.
30. Delaunay C, Epinette JA, Dawson J, Murray D, Jolles BM. Cross-cultural adaptations of the Oxford-12 HIP score to the French speaking population. *Orthop Traumatol Surg Res* 2009;95(2):89-99.

31. 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* 1969;51(4):737-55.
32. Ornetti P, Parratte S, Gossec L, Tavernier C, Argenson JN, Roos EM, et al. Cross-cultural adaptation and validation of the French version of the Hip disability and Osteoarthritis Outcome Score (HOOS) in hip osteoarthritis patients. *Osteoarthr Cartil* 2010;18(4):522-9.
33. 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* 1997;12(3):256-266.
34. Katz S, Downs TD, Cash HR, Grotz RC. Progress in development of the index of ADL. *The Gerontologist* 1970;10(1):20-30.
35. Martell JM, Berdia S. Determination of polyethylene wear in total hip replacements with use of digital radiographs. *J Bone Joint Surg Am* 1997;79(11):1635-41.
36. O'Neill DA, Harris WH. Failed total hip replacement: assessment by plain radiographs, arthrograms, and aspiration of the hip joint. *J Bone Joint Surg Am* 1984;66(4):540-6.
37. DeLee JG, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res* 1976;(121):20-32.
38. Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC. « Modes of failure » of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop Relat Res* 1979;(141):17-27.
39. Dowd JE, Sychterz CJ, Young AM, Engh CA. Characterization of long-term femoral-head-penetration rates. Association with and prediction of osteolysis. *J Bone Joint Surg Am* 2000;82-A(8):1102-7.
40. Kuzyk PRT, Saccone M, Sprague S, Simunovic N, Bhandari M, Schemitsch EH. Cross-linked versus conventional polyethylene for total hip replacement: a meta-analysis of randomised controlled trials. *J Bone Joint Surg Br* 2011;93(5):593-600.
41. Mu Z, Tian J, Wu T, Yang J, Pei F. A systematic review of radiological outcomes of highly cross-linked polyethylene versus conventional polyethylene in total hip arthroplasty. *Int Orthop* 2009;33(3):599-604.
42. Ramiah RD, Ashmore AM, Whitley E, Bannister GC. Ten-year life expectancy after primary total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 2007;89(10):1299-302.
43. Ise K, Kawanabe K, Tamura J, Akiyama H, Goto K, Nakamura T. Clinical Results of the Wear Performance of Cross-Linked Polyethylene in Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty* 2009;24(8):1216-20.
44. Langlois J, Hamadouche M, Atlan F, Scemama C, Courpied JP. Le polyéthylène réticulé versus conventionnel recuit dans l'arthroplastie totale de hanche: étude prospective randomisée à 8 ans minimum de recul. *Communication Sofcot* 2013.
45. Digas G, Kärrholm J, Thanner J, Herberts P. 5-year experience of highly cross-linked polyethylene in cemented and uncemented sockets: two randomized studies using radiostereometric analysis. *Acta Orthop* 2007;78(6):746-54.

46. Bragdon CR, Jasty M, Muratoglu OK, O'Connor DO, Harris WH. Third-body wear of highly cross-linked polyethylene in a hip simulator. *J Arthroplasty* 2003;18(5):553-61.
47. Heiner AD, Galvin AL, Fisher J, Callaghan JJ, Brown TD. Scratching Vulnerability of Conventional vs Highly Cross-Linked Polyethylene Liners Because of Large Embedded Third-Body Particles. *J Arthroplasty* 2012;27(5):742-9.
48. Lazzarini AM, Cottrell JM, Padgett DE, Wright TM. Remelting of highly cross-linked polyethylene worn under laboratory conditions. *Clin Orthop Relat Res* 2007;465:128-32.
49. Muratoglu OK, Wannomae K, Christensen S, Rubash HE, Harris WH. Ex vivo wear of conventional and cross-linked polyethylene acetabular liners. *Clin Orthop Relat Res* 2005;438:158-64.
50. Bragdon CR, Jasty M, Muratoglu OK, Harris WH. Third-body wear testing of a highly cross-linked acetabular liner: the effect of large femoral head size in the presence of particulate poly (methyl-methacrylate) debris. *J Arthroplasty* 2005;20(3):379-85.
51. Estok DM, Burroughs BR, Muratoglu OK, Harris WH. Comparison of Hip Simulator Wear of 2 Different Highly Cross-linked Ultra High Molecular Weight Polyethylene Acetabular Components Using Both 32- and 38-mm Femoral Heads. *J Arthroplasty* 2007;22(4):581-9.
52. Bragdon CR, Greene ME, Freiberg AA, Harris WH, Malchau H. Radiostereometric Analysis Comparison of Wear of Highly Cross-Linked Polyethylene Against 36- vs 28-mm Femoral Heads. *J Arthroplasty* 2007;22(6):125-9.
53. Bragdon CR, Kwon YM, Geller JA, Greene ME, Freiberg AA, Harris WH, et al. Minimum 6-year followup of highly cross-linked polyethylene in THA. *Clin Orthop Relat Res* 2007;465:122-7.
54. Geller JA, Malchau H, Bragdon C, Greene M, Harris WH, Freiberg AA. Large diameter femoral heads on highly cross-linked polyethylene: minimum 3-year results. *Clin Orthop Relat Res* 2006;447:53-9.
55. Lachiewicz PF, Heckman DS, Soileau ES, Mangla J, Martell JM. Femoral Head Size and Wear of Highly Cross-linked Polyethylene at 5 to 8 Years. *Clin Orthop Relat Res* 2009;467(12):3290-6.
56. Hammerberg EM, Wan Z, Dastane M, Dorr LD. Wear and Range of Motion of Different Femoral Head Sizes. *J Arthroplasty* 2010;25(6):839-43.
57. Kabo JM, Gebhard JS, Loren G, Amstutz HC. In vivo wear of polyethylene acetabular components. *J Bone Joint Surg Br* 1993;75(2):254-8.
58. Bragdon CR, Martell JM, Estok DM 2nd, 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 Off Publ Orthop Res Soc* 2005;23(4):720-5.
59. Bragdon CR, Martell JM, Greene ME, Estok DM 2nd, Thanner J, Kärrholm J, et al. Comparison of femoral head penetration using RSA and the Martell method. *Clin Orthop Relat Res* 2006;448:52-7.
60. Martell JM, Berkson E, Berger R, Jacobs J. Comparison of two and three-dimensional computerized polyethylene wear analysis after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85-A(6):1111-7.
61. Ries MD. Highly cross-linked polyethylene: the debate is over-in opposition. *J Arthroplasty* 2005;20(4 Suppl):59-62.

62. Sychterz CJ, Yang AM, McAuley JP, Engh CA. Two-dimensional versus three-dimensional radiographic measurements of polyethylene wear. *Clin Orthop Relat Res* 1999;(365):117-23.
63. Huk OL, Bansal M, Betts F, Rimnac CM, Huo MH, Salvati EA. Polyethylene and metal debris generated by non-articulating surfaces of modular acetabular components. *J Bone Joint Surg* 1994;76(4):568-74.
64. Wannomae KK, Christensen SD, Freiberg AA, Bhattacharyya S, Harris WH, Muratoglu OK. The effect of real-time aging on the oxidation and wear of highly cross-linked UHMWPE acetabular liners. *Biomaterials* 2006;27(9):1980-7.
65. Tower SS. Rim Cracking of the Cross-Linked Longevity Polyethylene Acetabular Liner After Total Hip Arthroplasty. *J Bone Jt Surg Am* 2007;89(10):2212-7.
66. Halley D, Glassman A, Crowninshield RD. Recurrent dislocation after revision total hip replacement with a large prosthetic femoral head A case report. *J Bone Joint Surg* 2004;86(4):827-30.
67. Hara D, Nakashima Y, Yamamoto T, Higashihara S, Todo M, Hirata M, et al. Late failure of annealed highly cross-linked polyethylene acetabular liner. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013;28:206-12.
68. Furmanski J, Anderson M, Bal S, Greenwald AS, Halley D, Penenberg B, et al. Clinical fracture of cross-linked UHMWPE acetabular liners. *Biomaterials* 2009;30(29):5572-82.
69. Furmanski J, Kraay MJ, Rimnac CM. Crack Initiation in Retrieved Cross-Linked Highly Cross-Linked Ultrahigh-Molecular-Weight Polyethylene Acetabular Liners. *J Arthroplasty* 2011;26(5):796-801.
70. Duffy GP, Wannomae KK, Rowell SL, Muratoglu OK. Fracture of a Cross-Linked Polyethylene Liner Due to Impingement. *J Arthroplasty* 2009;24(1):152-8.
71. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am* 1978;60(2):217-20.
72. Bartel DL, Bicknell VL, Wright TM. The effect of conformity, thickness, and material on stresses in ultra-high molecular weight components for total joint replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1986;68(7):1041-51.
73. Charissoux JL, Asloum Y, Marcheix PS. Surgical management of recurrent dislocation after total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2014;100(1 Suppl):25-34.
74. Girard J, Kern G, Migaud H, Delaunay C, Ramdane N, Hamadouche M, et al. Primary total hip arthroplasty revision due to dislocation: prospective French multicenter study. *Orthop Traumatol Surg Res* 2013;99(5):549-53.
75. Epinette JA, 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* 2014;29(7):1369-72.
76. Bedard NA, Callaghan JJ, Stefl MD, Willman TJ, Liu SS, Goetz DD. Fixation and Wear With a Contemporary Acetabular Component and Cross-Linked Polyethylene at Minimum 10-Year Follow-Up. *J Arthroplasty* : Sous presse, 2014.

77. Snir N, Kaye ID, Klifto CS, Hamula MJ, Wolfson TS, Schwarzkopf R, et al. 10-Year Follow-Up Wear Analysis of First-Generation Highly Crosslinked Polyethylene in Primary Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty* 2014;29(3):630–3.
78. Callary SA, Field JR, Campbell DG. Low wear of a second-generation highly crosslinked polyethylene liner: a 5-year radiostereometric analysis study. *Clin Orthop Relat Res* 2013;471(11):3596–600.
79. Rienstra W, van der Veen HC, van den Akker Scheek I, van Raay JJAM. Clinical Outcome, Survival and Polyethylene Wear of an Uncemented Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty* 2013;28(8):1362–6.
80. Min BW, Lee KJ, Song KS, Bae KC, Cho CH. Highly Cross-Linked Polyethylene in Total Hip Arthroplasty for Osteonecrosis of the Femoral Head. *J Arthroplasty* 2013;28(3):526–30.
81. Babovic N, Trousdale RT. Total Hip Arthroplasty Using Highly Cross-Linked Polyethylene in Patients Younger Than 50 Years With Minimum 10-Year Follow-Up. *J Arthroplasty* 2013;28(5):815-7.
82. Nakashima Y, Sato T, Yamamoto T, Motomura G, Ohishi M, Hamai S, et al. Results at a minimum of 10 years of follow-up for AMS and PerFix HA-coated cementless total hip arthroplasty: impact of cross-linked polyethylene on implant longevity. *J Orthop Sci* 2013;18(6):962–8.
83. Reynolds SE, Malkani AL, Ramakrishnan R, Yakkanti MR. Wear Analysis of First-Generation Highly Cross-Linked Polyethylene in Primary Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty* 2012;27(6):1064-8.
84. Johanson PE, 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* 2012;470(11):3083-93.
85. Engh CA, Hopper RH, Huynh C, Ho H, Sritulanondha S, Engh CA. A Prospective, Randomized Study of Cross-Linked and Non-Cross-Linked Polyethylene for Total Hip Arthroplasty at 10-Year Follow-Up. *J Arthroplasty* 2012;27(8):2-7.
86. D’Antonio JA, Capello WN, Ramakrishnan R. Second-generation Annealed Highly Cross-linked Polyethylene Exhibits Low Wear. *Clin Orthop Relat Res* 2012;470(6):1696-704.
87. Röhrl SM, Nivbrant B, Nilsson KG. No adverse effects of submelt-annealed highly crosslinked polyethylene in cemented cups: An RSA study of 8 patients 10 years after surgery. *Acta Orthop* 2012;83(2):148-52.
88. Bragdon CR, Doerner M, Malchau H. Wear analysis of highly cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty. In: Knahr K, editor. *Tribology in total hip arthroplasty*. Heidelberg: Springer; 2011. p. 159-68.
89. Lee JH, Lee BW, Lee BJ, Kim SY. Midterm Results of Primary Total Hip Arthroplasty Using Highly Cross-Linked Polyethylene. *J Arthroplasty* 2011;26(7):1014-9.
90. Capello WN, D’Antonio JA, Ramakrishnan R, Naughton M. Continued Improved Wear with an Annealed Highly Cross-linked Polyethylene. *Clin Orthop Relat Res* 2011;469(3):825-30.
91. Kim YH, Choi Y, Kim JS. Cementless Total Hip Arthroplasty With Alumina-on-Highly Cross-Linked Polyethylene Bearing in Young Patients With Femoral Head Osteonecrosis. *J Arthroplasty* 2011;26(2):218-23.

92. Thomas GER, Simpson DJ, Mehmood S, Taylor A, McLardy-Smith P, Gill HS, et al. The seven-year wear of highly cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty: a double-blind, randomized controlled trial using radiostereometric analysis. *J Bone Joint Surg Am* 2011;93(8):716-22.
94. Whittaker JP, Charron KD, McCalden RW, MacDonald SJ, Bourne RB. Comparison of Steady State Femoral Head Penetration Rates Between Two Highly Cross-Linked Polyethylenes in Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty* 2010;25(5):680-6.
95. Joulié S. Usure différentielle de cotyles en polyéthylène standard et hautement réticulé: Analyse prospective, randomisée de 75 PTH à 8 ans de recul. Faculté de Bordeaux. Thèse 2010.
96. Garvin KL, Hartman CW, Mangla J, Murdoch N, Martell JM. Wear Analysis in THA Utilizing Oxidized Zirconium and Crosslinked Polyethylene. *Clin Orthop Relat Res* 2009;467(1):141-5.
97. McCalden RW. Wear Rate of Highly Cross-Linked Polyethylene in Total Hip Arthroplasty; A Randomized Controlled Trial; *J Bone Joint Surg Am* 2009;91(4):773-82.
98. Kim YH, Kim JS, Choi YW, Kwon OR. Intermediate Results of Simultaneous Alumina-on-Alumina Bearing and Alumina-on-Highly Cross-Linked Polyethylene Bearing Total Hip Arthroplasties. *J Arthroplasty* 2009;24(6):885-91.
99. Beksaç B, Salas A, González Della Valle A, Salvati EA. Wear is Reduced in THA Performed with Highly Cross-linked Polyethylene. *Clin Orthop Relat Res* 2009;467(7):1765-72.
100. Triclot P, Grosjean G, El Masri F, Courpied JP, Hamadouche M. A comparison of the penetration rate of two polyethylene acetabular liners of different levels of cross-linking A PROSPECTIVE RANDOMISED TRIAL. *J Bone Joint Surg Br* 2007;89(11):1439-45.
101. Geerdink CH, Grimm B, Vencken W, Heyligers IC, Tonino AJ. Cross-linked Compared with Historical Polyethylene in THA: An 8-year Clinical Study. *Clin Orthop Relat Res* 2009;467(4):979-84.
102. Rajadhyaksha AD, Brotea C, Cheung Y, Kuhn C, Ramakrishnan R, Zelicof SB. Five-Year Comparative Study of Highly Cross-Linked (Crossfire) and Traditional Polyethylene. *J Arthroplasty* 2009;24(2):161-7.
103. Garcia-Rey E, Garcia-Cimbrello E, Cruz-Pardos A, Ortega-Chamarro J. New polyethylenes in total hip replacement A PROSPECTIVE, COMPARATIVE CLINICAL STUDY OF TWO TYPES OF LINER. *J Bone Joint Surg Br* 2008;90(2):149-53.
104. García-Rey E, García-Cimbrello E, Cruz-Pardos A. New polyethylenes in total hip replacement: A ten- to 12-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Br* 2013;95-B(3):326-32.
105. Glyn-Jones S, Isaac S, Hauptfleisch J, McLardy-Smith P, Murray DW, Gill HS. Does Highly Cross-Linked Polyethylene Wear Less Than Conventional Polyethylene in Total Hip Arthroplasty? *J Arthroplasty* 2008;23(3):337-43.
106. Bitsch RG, Loidolt T, Heisel C, Ball S, Schmalzried TP. Reduction of Osteolysis with Use of Marathon Cross-Linked Polyethylene; A Concise Follow-up, at a Minimum of Five Years, of a Previous Report. *J Bone Joint Surg Am* 2008;90(7):1487-91.
107. Olyslaegers C, Defoort K, Simon J-P, Vandenberghe L. Wear in Conventional and Highly Cross-Linked Polyethylene Cups. *J Arthroplasty* 2008;23(4):489-94.

108. Digas G, Kärrholm J, Thanner J, Herberts P. 5-year experience of highly cross-linked polyethylene in cemented and uncemented sockets: Two randomized studies using radiostereometric analysis. *Acta Orthop* 2007;78(6):746-54.
109. Leung SB, Egawa H, Stepniewski A, Beykirch S, Engh CA, Engh CA. Incidence and Volume of Pelvic Osteolysis at Early Follow-up with Highly Cross-linked and Noncross-linked Polyethylene. *J Arthroplasty* 2007;22(6):134-9.
110. Engh CA, Stepniewski AS, Ginn SD, Beykirch SE, Sychterz-Terefenko CJ, Hopper RH, et al. A Randomized Prospective Evaluation of Outcomes After Total Hip Arthroplasty Using Cross-linked Marathon and Non-cross-linked Enduron Polyethylene Liners. *J Arthroplasty* 2006;21(6):17-25.
111. Dorr LD, Wan Z, Shahrदार 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* 2005;87(8):1816-21.
112. Krushell RJ, Fingerroth RJ, Cushing MC. Early Femoral Head Penetration of a Highly Cross-Linked Polyethylene Liner vs a Conventional Polyethylene Liner. *J Arthroplasty* 2005;20:73-6.
113. Manning DW, Chiang PP, Martell JM, Galante JO, Harris WH. In Vivo Comparative Wear Study of Traditional and Highly Cross-linked Polyethylene in Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty* 2005;20(7):880-6.
114. Heisel C, Silva M, dela Rosa MA, Schmalzried TP. Short-term in vivo wear of cross-linked polyethylene. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86-A(4):748-51.

TABLE DES FIGURES

Figure 1: Tige fémorale, tête fémorale et cotyle de la société Médacta®.

Figure 2: Détermination du centre de la tête fémorale à l'aide du logiciel Martell.

Figure 3: Diagramme de flux de notre étude.

Figure 4: Etiologie de l'arthroplastie.

Figure 5: Répartition en fonction du diamètre du cotyle.

Figure 6: Répartition des tiges fémorales.

Figure 7: Répartition en fonction du côté opéré.

Figure 8: Taille du col.

Figure 9: Voie d'abord.

Figure 10: Scores fonctionnels : Initiaux versus Revue.

TABLE DES TABLEAUX

**Tableau 1: Principaux polyéthylènes hautement réticulés actuellement disponibles.
*utilisé dans notre étude.**

Tableau 2: Critères démographiques et cliniques pré-opératoires.

Tableau 3: Scores pré-opératoires.

Tableau 4: Comparaison intragroupe des scores cliniques pré-opératoires versus post-opératoires.

Tableau 5: Délai, taux de pénétration et scores lors de la revue.

Tableau 6: Tableau synthétique des données de la littérature sur l'usure *in vivo* du polyéthylène hautement réticulé.

SERMENT D'HIPPOCRATE

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

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

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

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

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

RESUME

Introduction: L'usure du polyéthylène est la cause principale du descellement des prothèses totales de hanche (PTH). Le polyéthylène hautement réticulé diminue la production de débris. L'objectif principal de cette étude était de mettre en évidence une différence d'usure entre un polyéthylène hautement réticulé (HighCross®) et un polyéthylène conventionnel sur des PTH cimentées avec une tête de 22,2mm de diamètre. **Matériel et Méthode:** 206 patients ont été convoqués. Les radiographies initiales et à la revue ont été analysées par le logiciel validé Martell. Des scores cliniques (HHS, Hoos, Oxford, PMA) ont été réalisés. **Résultats:** 165 hanches analysées (81 dans le groupe hautement réticulé GHR, 84 dans le groupe conventionnel GC). Les groupes étaient comparables démographiquement initialement. Le suivi moyen était de 5,9 ans ($\pm 0,8$; 4,8-12,7). Le taux de pénétration linéaire de la tête fémorale en mm/an était en moyenne de 0,019 ($\pm 0,003$; 0,010-0,025) dans le GHR contre 0,123 ($\pm 0,025$; 0,070-0,170). Cette différence était significative ($p < 0,0001$). Les scores fonctionnels étaient tous améliorés significativement. **Discussion:** L'usure moyenne du cotyle HighCross® est faible par rapport aux autres séries, et donne de bons résultats cliniques.

Mots clés: Prothèse totale de hanche, polyéthylène hautement réticulé, usure, Martell, cotyle, Highcross®.

Introduction: Polyethylene wearing out is the primary cause of hip prosthesis loosening. Highly cross-linked polyethylene (XLPE) reduces debris particles releasing. The purpose of this study was to compare polyethylene wearing out in cemented total hip arthroplasty using either highly cross-linked polyethylene (HighCross®) or Conventional polyethylene (CPE). **Methods:** 206 patients were included in the study. Pelvic antero-posterior X rays were analyzed with Martell software. Clinical scores (HHS, Hoos, Oxford, PMA) were used. **Results:** 165 total hip arthroplasties were studied (81 in XLPE group, 84 in CPE group). There was no demographical statistic difference between groups. Mean follow-up was 5.9 years (± 0.8 ; 4.8-12.7). Mean polyethylene wearing out rate was 0.019 mm/year (± 0.003 ; 0.010-0.025) with XLPE and 0.123 (± 0.025 ; 0.070-0.170) with CPE. The difference was statistically significant ($p < 0.0001$). All Functional scores were better significant results after surgery. **Discussion:** Mean wearing out with HighCross® acetabulum is less important compared to other studies. It gives good functional and clinical results.

Keywords : Total hip arthroplasty, highly cross-linked polyethylene, wear, Martell, liner, Highcross®.
