

UNIVERSITE TOULOUSE III – Paul SABATIER

FACULTES DE MEDECINE

ANNEE 2013

2013 TOU3 1518

THESE

POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE

MEDECINE SPECIALISEE CLINIQUE

présentée et soutenue publiquement

le 26 Avril 2013

par

Régis PAILHE

Interne des Hôpitaux

Le resurfaçage de hanche

**Evaluation d'une pratique selon les principes de la
médecine fondée sur les preuves**

Directeur de Thèse : Professeur Philippe CHIRON

JURY

Monsieur le Professeur Paul BONNEVIALLE
Monsieur le Professeur Philippe CHIRON
Monsieur le Professeur Franck ACCADBLED
Monsieur le Professeur Pierre MANSAT
Monsieur le Docteur Jean-Louis TRICOIRE
Monsieur le Docteur Ronan TREACY

Président
Assesseur
Assesseur
Assesseur
Suppléant
Membre invité

TABLEAU du PERSONNEL HU
des Facultés de Médecine du l'Université Paul Sabatier
au 1^{er} septembre 2012

Professeurs honoraires

Doyen Honoraire	M. LAZORTHES G.	Professeur Honoraire	M. PONTONNIER
Doyen Honoraire	M. PUEL P.	Professeur Honoraire	M. CARTON
Doyen Honoraire	M. GUIRAUD-CHAUMEIL	Professeur Honoraire	Mme PUEL J.
Doyen Honoraire	M. LAZORTHES Y.	Professeur Honoraire	M. GOUZI
Doyen Honoraire	M. CHAP H.	Professeur Honoraire associé	M. DUTAU
Professeur Honoraire	M. COMMANAY	Professeur Honoraire	M. PONTONNIER
Professeur Honoraire	M. CLAUD	Professeur Honoraire	M. PASCAL
Professeur Honoraire	M. ESCHAPASSE	Professeur Honoraire	M. MURAT
Professeur Honoraire	Mme ENJALBERT	Professeur Honoraire	M. SALVADOR M.
Professeur Honoraire	M. GAYRAL	Professeur Honoraire	M. SOLEILHAVOUP
Professeur Honoraire	M. PASQUIE	Professeur Honoraire	M. BONEU
Professeur Honoraire	M. RIBAUT	Professeur Honoraire	M. BAYARD
Professeur Honoraire	M. SARRASIN	Professeur Honoraire	M. LEOPHONTE
Professeur Honoraire	M. GAY	Professeur Honoraire	M. FABIÉ
Professeur Honoraire	M. ARLET J.	Professeur Honoraire	M. BARTHE
Professeur Honoraire	M. RIBET	Professeur Honoraire	M. CABARROT
Professeur Honoraire	M. MONROZIES	Professeur Honoraire	M. GHISOLFI
Professeur Honoraire	M. MIGUERES	Professeur Honoraire	M. DUFFAUT
Professeur Honoraire	M. DALOUS	Professeur Honoraire	M. ESCAT
Professeur Honoraire	M. DUPRE	Professeur Honoraire	M. ESCANDE
Professeur Honoraire	M. FABRE J.	Professeur Honoraire	M. SARRAMON
Professeur Honoraire	M. FEDOU	Professeur Honoraire	M. CARATERO
Professeur Honoraire	M. LARENG	Professeur Honoraire	M. CONTÉ
Professeur Honoraire	M. DUCOS	Professeur Honoraire	M. ALBAREDE
Professeur Honoraire	M. GALINIER	Professeur Honoraire	M. PRIS
Professeur Honoraire	M. LACOMME	Professeur Honoraire	M. CATHALA
Professeur Honoraire	M. BASTIDE	Professeur Honoraire	M. BAZEX
Professeur Honoraire	M. COTONAT	Professeur Honoraire	M. ADER
Professeur Honoraire	M. DAVID	Professeur Honoraire	M. VIRENQUE
Professeur Honoraire	Mme DIDIER	Professeur Honoraire	M. CARLES
Professeur Honoraire	M. GAUBERT	Professeur Honoraire	M. LOUVET
Professeur Honoraire	M. GUILHEM	Professeur Honoraire	M. BONAFÉ
Professeur Honoraire	Mme LARENG M.B.	Professeur Honoraire	M. VAYSSE
Professeur Honoraire	M. BES	Professeur Honoraire	M. ESQUERRE
Professeur Honoraire	M. BERNADET	Professeur Honoraire	M. GUITARD
Professeur Honoraire	M. GARRIGUES	Professeur Honoraire	M. LAZORTHES F.
Professeur Honoraire	M. REGNIER	Professeur Honoraire	M. ROQUE-LATRILLE
Professeur Honoraire	M. COMBELLES	Professeur Honoraire	M. CERENE
Professeur Honoraire	M. REGIS	Professeur Honoraire	M. FOURNIAL
Professeur Honoraire	M. ARBUS	Professeur Honoraire	M. HOFF
Professeur Honoraire	M. LARROUY	Professeur Honoraire	M. REME
Professeur Honoraire	M. PUJOL	Professeur Honoraire	M. FAUVEL
Professeur Honoraire	M. ROCHICCIOLI	Professeur Honoraire	M. BOCCALON
Professeur Honoraire	M. RUMEAU	Professeur Honoraire	M. FREXINOS
Professeur Honoraire	M. PAGES	Professeur Honoraire	M. CARRIERE
Professeur Honoraire	M. BESOMBES	Professeur Honoraire	M. MANSAT M.
Professeur Honoraire	M. GUIRAUD	Professeur Honoraire	M. ROLLAND
Professeur Honoraire	M. SUC	Professeur Honoraire	M. THOUVENOT
Professeur Honoraire	M. VALDIGUIE	Professeur Honoraire	M. CAHUZAC
Professeur Honoraire	M. COSTAGLIOLA	Professeur Honoraire	M. DELSOL
Professeur Honoraire	M. BOUNHOURE	Professeur Honoraire	Mme ARLET

Professeurs émérites

Professeur GHISOLFI	Professeur GUIRAUD-CHAUMEIL
Professeur LARROUY	Professeur COSTAGLIOLA
Professeur ALBAREDE	Professeur L. LARENG
Professeur CONTÉ	Professeur JL. ADER
Professeur MURAT	Professeur Y. LAZORTHES
Professeur MANELFE	Professeur H. DABERNAT
Professeur LOUVET	Professeur F. JOFFRE
Professeur SOLEILHAVOUP	Professeur B. BONEU
Professeur SARRAMON	Professeur J. CORBERAND
Professeur CARATERO	Professeur JM. FAUVEL

P.U. - P.H.		P.U. - P.H.	
Classe Exceptionnelle et 1ère classe		2ème classe	
M. ADOUE D.	Médecine Interne, Gériatrie	Mme BEYNE-RAUZY O.	Médecine Interne
M. AMAR J.	Thérapeutique	M. BIRMES Philippe	Psychiatrie
M. ARNE J.L. (C.E)	Ophtalmologie	M. BRASSAT D.	Neurologie
M. ATTAL M. (C.E)	Hématologie	M. BUREAU Ch	Hépat-Gastro-Entéro
M. AVET-LOISEAU H.	Hématologie	M. CALVAS P.	Génétique
M. BLANCHER A.	Immunologie (option Biologique)	M. CARRERE N.	Chirurgie Générale
M. BONNEVIALLE P.	Chirurgie Orthopédique et Traumatologie.	Mme CASPER Ch.	Pédiatrie
M. BOSSAVY J.P.	Chirurgie Vasculaire	M. CHAIX Y.	Pédiatrie
M. BROUSSET P. (C.E)	Anatomie Pathologique	M. COGNARD C.	Neuroradiologie
M. BUGAT R. (C.E)	Cancérologie	M. FOURCADE O.	Anesthésiologie
M. CARRIE D.	Cardiologie	M. FOURNIE B.	Rhumatologie
M. CHAP H. (C.E)	Biochimie	M. FOURNIÉ P.	Ophtalmologie
M. CHAUVEAU D.	Néphrologie	M. GEERAERTS T.	Anesthésiologie - réanimation
M. CHOLLET F. (C.E)	Neurologie	Mme GENESTAL M.	Réanimation Médicale
M. CLANET M. (C.E)	Neurologie	Mme LAMANT L.	Anatomie Pathologique
M. DAHAN M. (C.E)	Chirurgie Thoracique et Cardiaque	M. LAROCHE M.	Rhumatologie
M. DALY-SCHVEITZER N.	Cancérologie	M. LAUWERS F.	Anatomie
M. DEGUINE O.	O. R. L.	M. LEOBON B.	Chirurgie Thoracique et Cardiaque
M. DUCOMMUN B.	Cancérologie	M. MANSAT P.	Chirurgie Orthopédique
M. FERRIERES J.	Epidémiologie, Santé Publique	M. MAZIERES J.	Pneumologie
M. FRAYSSE B. (C.E)	O.R.L.	M. MOLINIER L.	Epidémiologie, Santé Publique
M. IZOPET J.	Bactériologie-Virologie	M. PARANT O.	Gynécologie Obstétrique
M. LIBLAU R.	Immunologie	M. PARIENTE J.	Neurologie
M. LANG T.	Biostatistique Informatique Médicale	M. PATHAK A.	Pharmacologie
M. LANGIN D.	Biochimie	M. PAUL C.	Dermatologie
M. LAUQUE D.	Médecine Interne	M. PAYOUX P.	Biophysique
M. MAGNAVAL J.F.	Parasitologie	M. PAYRASTRE B.	Hématologie
M. MALAVAUD B.	Urologie	M. PERON J.M.	Hépat-Gastro-Entérologie
M. MARCHOU B.	Maladies Infectieuses	M. PORTIER G.	Chirurgie Digestive
M. MONROZIES X.	Gynécologie Obstétrique	M. RECHER Ch.	Hématologie
M. MONTASTRUC J.L. (C.E)	Pharmacologie	M. RONCALLI J.	Cardiologie
M. MOSCOVICI J.	Anatomie et Chirurgie Pédiatrique	M. SANS N.	Radiologie
Mme MOYAL E.	Cancérologie	M. SELVES J.	Anatomie Pathologique
Mme NOURHASHEMI F.	Gériatrie	M. SOL J-Ch.	Neurochirurgie
M. OLIVES J.P.	Pédiatrie	Mme WEBER-VIVAT M.	Biologie cellulaire
M. OSWALD E.	Bactériologie-Virologie		
M. PARINAUD J.	Biol. Du Dévelop. et de la Reprod.		
M. PERRET B. (C.E)	Biochimie		
M. POURRAT J.	Néphrologie		
M. PRADERE B.	Chirurgie Générale		
M. QUERLEU D. (C.E)	Cancérologie		
M. RAILHAC J.J. (C.E)	Radiologie		
M. RASCOL O.	Pharmacologie		
M. RISCHMANN P. (C.E)	Urologie		
M. RIVIERE D.	Physiologie		
M. SALES DE GAUZY J.	Chirurgie Infantile		
M. SALLES J.P.	Pédiatrie		
M. SERRE G. (C.E)	Biologie Cellulaire		
M. TELMON N.	Médecine Légale		
M. TREMOULET M.	Neurochirurgie		
M. VINEL J.P. (C.E)	Hépat-Gastro-Entérologie		
		P.U.	
		M. OUSTRIC S.	Médecine Générale

P.U. - P.H.

Classe Exceptionnelle et 1ère classe

M. ABBAL M.	Immunologie	
M. ALRIC L.	Médecine Interne	
M. ARLET Ph. (C.E)	Médecine Interne	
M. ARNAL J.F.	Physiologie	
Mme BERRY I.	Biophysique	
M. BOUTAULT F. (C.E)	Stomatologie et Chirurgie Maxillo-Faciale	
M. BUSCAIL L.	Hépto-Gastro-Entérologie	
M. CANTAGREL A.	Rhumatologie	
M. CARON Ph.	Endocrinologie	
M. CHAMONTIN B. (C.E)	Thérapeutique	
M. CHAVOIN J.P. (C.E)	Chirurgie Plastique et Reconstructive	
M. CHIRON Ph.	Chirurgie Orthopédique et Traumatologie	
Mlle DELISLE M.B. (C.E)	Anatomie Pathologie	
M. DIDIER A.	Pneumologie	
M. DURAND D. (C.E)	Néphrologie	
M. ESCOURROU J. (C.E)	Hépto-Gastro-Entérologie	
M. FOURTANIER G. (C.E)	Chirurgie Digestive	
M. GALINIER M.	Cardiologie	
M. GERAUD G.	Neurologie	
M. GLOCK Y.	Chirurgie Cardio-Vasculaire	
M. GRAND A. (C.E)	Epidémiol. Eco. de la Santé et Prévention	
Mme HANAIRE H.	Endocrinologie	
M. LAGARRIGUE J. (C.E)	Neurochirurgie	
M. LARRUE V.	Neurologie	
M. LAURENT G. (C.E)	Hématologie	
M. LEVADE T.	Biochimie	
M. MALECAZE F. (C.E)	Ophthalmologie	
Mme MARTY N.	Bactériologie Virologie Hygiène	
M. MASSIP P.	Maladies Infectieuses	
M. MAZIERES B.	Rhumatologie	
M. PESSEY J.J. (C.E)	O. R. L.	
M. PLANTE P.	Urologie	
M. PUGET J. (C.E.)	Chirurgie Orthopédique et Traumatologie	
M. RAYNAUD J-Ph.	Psychiatrie Infantile	
M. REME J.M.	Gynécologie-Obstétrique	
M. RITZ P.	Nutrition	
M. ROCHE H. (C.E)	Cancérologie	
M. ROSTAING L.	Néphrologie	
M. ROUGE D. (C.E)	Médecine Légale	
M. ROUSSEAU H.	Radiologie	
M. SALVAYRE R. (C.E)	Biochimie	
M. SCHMITT L. (C.E)	Psychiatrie	
M. SENARD J.M.	Pharmacologie	
M. SERRANO E.	O. R. L.	
M. SOULIE M.	Urologie	
M. SUC B.	Chirurgie Digestive	
Mme TAUBER M.T.	Pédiatrie	
M. VELLAS B. (C.E)	Gériatrie	

P.U. - P.H.

2ème classe

M. ACCADBLE F.	Chirurgie Infantile
M. ACAR Ph.	Pédiatrie
Mme ANDRIEU S.	Epidémiologie
M. BERRY A.	Parasitologie
M. BONNEVILLE F.	Radiologie
M. BROUCHET L.	Chir. Thoracique et cardio-vasculaire
M. BUJAN L.	Uro-Andrologie
Mme BURA-RIVIERE A.	Médecine Vasculaire
M. CHAYNES P.	Anatomie
M. CHAUFOUR X.	Chirurgie Vasculaire
M. CONSTANTIN A.	Rhumatologie
M. COURBON	Biophysique
Mme COURTADE SAIDI	Histologie Embryologie
M. DAMBRIN C.	Chirurgie Thoracique et Cardiovasculaire
M. DE BOISSESON X.	Médecine Physique et Réadaptation
M. DECRAMER S.	Pédiatrie
M. DELABESSE E.	Hématologie
M. DELORD JP.	Cancérologie
M. ELBAZ M.	Cardiologie
M. GALINIER Ph.	Chirurgie Infantile
M. GARRIDO-STÖWHAS I.	Chirurgie Plastique
Mme GOMEZ-BROUCHET A.	Anatomie Pathologique
M. GOURDY P.	Endocrinologie
M. GROLLEAU RAOUX J.L.	Chirurgie plastique
Mme GUIMBAUD R.	Cancérologie
M. KAMAR N.	Néphrologie
M. LAFOSSE JM.	Chirurgie Orthopédique et Traumatologie
M. LEGUEVAQUE P.	Chirurgie Générale et Gynécologique
M. MARQUE Ph.	Médecine Physique et Réadaptation
Mme MAZEREUEW J.	Dermatologie
M. MINVILLE V.	Anesthésiologie Réanimation
M. MUSCARI F.	Chirurgie Digestive
M. OTAL Ph.	Radiologie
M. ROLLAND Y.	Gériatrie
M. ROUX F.E.	Neurochirurgie
M. SAILLER L.	Médecine Interne
M. SOULAT J.M.	Médecine du Travail
M. TACK I.	Physiologie
M. VAYSSIERE Ch.	Gynécologie Obstétrique
M. VERGEZ S.	O.R.L.
Mme URO-COSTE E.	Anatomie Pathologique

Professeur Associé de Médecine Générale

Dr VIDAL M.

Professeur Associé en Soins Palliatifs

Dr MARMET Th.

Professeur Associé de Médecine du Travail

Dr NIEZBORALA M.

FACULTE DE MEDECINE TOULOUSE-PURPAN FACULTE DE MEDECINE TOULOUSE- RANGUEIL
37, allées Jules Guesde – 31062 Toulouse Cedex 133, route de Narbonne - 31062 TOULOUSE cedex

M.C.U. - P.H.

M.C.U. - P.H.

M. APOIL P. A	Immunologie
Mme ARNAUD C.	Epidémiologie
M. BIETH E.	Génétique
Mme BONGARD V.	Epidémiologie
Mme COURBON C.	Pharmacologie
Mme CASPAR BAUGUIL S.	Nutrition
Mme CASSAING S.	Parasitologie
Mme CONCINA D.	Anesthésie-Réanimation
M. CONGY N.	Immunologie
M. CORRE J.	Hématologie
M. COULAIS Y.	Biophysique
Mme DAMASE C.	Pharmacologie
Mme de GLISEZENSKY I.	Physiologie
Mme DELMAS C.	Bactériologie Virologie Hygiène
Mme DE-MAS V.	Hématologie
M. DUBOIS D.	Bactériologie-Virologie
Mme DUGUET A.M.	Médecine Légale
Mme DULY-BOUHANICK B.	Thérapeutique
M. DUPUI Ph.	Physiologie
Mme FAUVEL J.	Biochimie
Mme FILLAUX J.	Parasitologie
M. GANTET P.	Biophysique
Mme GENNERO I.	Biochimie
M. HAMDI S.	Biochimie
Mme HITZEL A.	Biophysique
M. JALBERT F.	Stomato et Maxillo Faciale
M. KIRZIN S.	Chirurgie Générale
Mme LAPEYRE-MESTRE M.	Pharmacologie
M. LAURENT C.	Anatomie Pathologique
Mme LE TINNIER A.	Médecine du Travail
M. LOPEZ R.	Anatomie
M. MONTOYA R.	Physiologie
Mme MOREAU M.	Physiologie
Mme NOGUEIRA M.L.	Biologie Cellulaire
M. PILLARD F.	Physiologie
Mme PRERE M.F.	Bactériologie Virologie
Mme PUISSANT B.	Immunologie
Mme RAGAB J.	Biochimie
Mme RAYMOND S.	Bactériologie Virologie Hygiène
Mme SABOURDY F.	Biochimie
Mme SAUNE K.	Bactériologie Virologie
M. SOLER V.	Ophthalmologie
Mme SOMMET A.	Pharmacologie
M. TAFANI J.A.	Biophysique
Mlle TREMOLLIÈRES F.	Biologie du développement
M. TRICOIRE J.L.	Anatomie et Chirurgie Orthopédique
M. VINCENT C.	Biologie Cellulaire

Mme ABRAVANEL F.	Bactério. Virologie Hygiène
Mme ARCHAMBAUD M.	Bactério. Virologie Hygiène
M. BES J.C.	Histologie - Embryologie
M. CAMBUS J.P.	Hématologie
Mme CANTERO A.	Biochimie
Mme CARFAGNA L.	Pédiatrie
Mme CASSOL E.	Biophysique
Mme CAUSSE E.	Biochimie
M. CHASSAING N	Génétique
Mme CLAVE D.	Bactériologie Virologie
M. CLAVEL C.	Biologie Cellulaire
Mme COLLIN L.	Cytologie
M. DEDOUIT F.	Médecine Légale
M. DE GRAEVE J.S.	Biochimie
M. DELOBEL P.	Maladies Infectieuses
M. DELPLA P.A.	Médecine Légale
M. EDOUARD T	Pédiatrie
Mme ESQUIROL Y.	Médecine du travail
Mme ESCOURROU G.	Anatomie Pathologique
Mme GALINIER A.	Nutrition
Mme GARDETTE V.	Epidémiologie
Mme GRARE M.	Bactériologie Virologie Hygiène
Mme GUILBEAU-FRUGIER C.	Anatomie Pathologique
M. HUYGHE E.	Urologie
Mme INGUENEAU C.	Biochimie
M. LAHARRAGUE P.	Hématologie
M. LAPRIE Anne	Cancérologie
M. LEANDRI R.	Biologie du dével. et de la reproduction
M. MARCHEIX B.	Chirurgie Cardio Vasculaire
Mme MAUPAS F.	Biochimie
M. MIEUSSET R.	Biologie du dével. et de la reproduction
Mme PERIQUET B.	Nutrition
Mme PRADDAUDE F.	Physiologie
M. PRADERE J.	Biophysique
M. RAMI J.	Physiologie
M. RIMAILHO J.	Anatomie et Chirurgie Générale
M. RONGIERES M.	Anatomie - Chirurgie orthopédique
M. TKACZUK J.	Immunologie
M. VALLET P.	Physiologie
Mme VEZZOSI D.	Endocrinologie
M. VICTOR G.	Biophysique
M. BISMUTH S.	M.C.U. Médecine Générale

Maîtres de Conférences Associés de Médecine Générale

Dr MESTHÉ P.
Dr STILLMUNKES A.
Dr BRILLAC Th.
Dr ABITTEBOUL Y.

Dr ESCOURROU B.
Dr BISMUTH M.
Dr BOYER P.

Décembre 2013

A NOTRE MAITRE ET DIRECTEUR DE THESE

Monsieur le Professeur Philippe Chiron

Vous nous avez fait l'honneur de diriger ce travail de thèse. Vos enseignements dès notre externat ont suscité chez nous la vocation et l'envie d'embrasser la spécialité de la chirurgie orthopédique. Votre aisance chirurgicale, votre inventivité ainsi que votre vision moderne de la chirurgie sont pour nous un exemple. Nous sommes fier de pouvoir compter parmi les élèves de l'école chirurgicale que vous avez créée.

A NOTRE MAITRE ET PRESIDENT DE THESE

Monsieur le Professeur Paul Bonneville

Vous nous faites l'honneur de présider ce jury de thèse et nous vous en sommes très reconnaissants. Tous les jours nous profitons de votre raisonnement et de votre expérience chirurgicale. Le semestre passé à vos côtés fut un vrai plaisir. Nous sommes fiers de compter parmi vos élèves. Veuillez trouver ici l'expression de notre estime et de notre profond respect.

A NOTRE JURY DE THESE

Monsieur le Professeur Pierre Mansat

Nous sommes heureux de vous compter au sein de notre jury de thèse. La richesse de vos enseignements, votre raisonnement chirurgical et votre sérénité sont exemplaires. Votre disponibilité et vos connaissances sur la chirurgie du membre supérieur vous valent toute notre admiration. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de notre sincère reconnaissance.

A NOTRE JURY DE THESE

Monsieur le Professeur Franck Accadbled

Nous sommes honorés de votre présence à notre jury de thèse. Votre aisance chirurgicale, votre sérénité sont un modèle pour nous depuis notre externat. La richesse de vos connaissances chirurgicales et la rigueur de votre enseignement forcent l'admiration. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de notre sincère reconnaissance.

A NOTRE JURY DE THESE

Monsieur le Docteur Jean-Louis Tricoire

Nous sommes honorés de votre présence à notre jury de thèse. Votre approche anatomique de la chirurgie orthopédique est pour nous un modèle. Votre rigueur chirurgicale et votre sagesse forcent notre admiration. Veuillez trouver dans cette thèse l'expression de notre profonde reconnaissance.

A NOTRE JURY DE THESE

Monsieur le Docteur Ronan Treacy

Nous sommes honorés et extrêmement reconnaissant de votre présence à notre jury de thèse. Vous nous avez accueilli comme un père lors de notre semestre au Royal Orthopaedic Hospital. Nous avons beaucoup appris à vos côtés et porterons de ce fait une grande attention à vos critiques. Vos connaissances votre aisance chirurgicale sont pour nous un modèle et font de vous notre Maître.

REMERCIEMENTS & DEDICACES

A mes parents : je vous dois tout... grâce à vous je me sens prêt à affronter tous les défis de la vie

A ma sœur Mathilde

A Lénore, my Darling !

A ma famille : pour tous ces bons moments passés à vos côtés

A Marylou pour ton soutien pendant toutes ces années

A Florian et Caro pour votre amitié sans faille

A Aurélien : pour « tout » quelques mois nous séparent !

A Mathieu, vieux frère...

A Olivier, Monsieur de l'apothicaire

A Camille ma « pire » amie de toujours

A Etienne mon double aveyronnais et imberbe

A JB le plus grand vétérinaire du Paraguay

A Claire, Harjit , Parma, Akash et Blanca : thanks for everything !!

A MES MAITRES D'INTERNAT

M. le Professeur Jean Puget

M. le Professeur Philippe Chiron

M. le Professeur Paul Bonnevialle

M. le Professeur Jérôme Sales de Gauzy

M. le Professeur Jean-Michel Laffosse

M. le Professeur Franck Accadbled

M. le Professeur Pierre Mansat

M. le Docteur Ronan Treacy

AUX PH ET CHEFS DE CLINIQUE QUI M'ONT FORME

Le Dr Jean-Louis Tricoire

Le Dr Bruno Chaminade

Le Dr Michel Rongières

Le Dr Nicolas Bonnevialle

Le Dr Costel Apredoaei

Le Dr Gorka Knorr

Le Dr Aziz Abid

Le Dr Philippe Darodes

Le Dr Charles Dao

Le Dr Aurélien Pourcel

Le Dr François Molinier

Le Dr Valérie Lafontan

Le Dr Aloïs Espié

Le Dr François-Loïc Paumier

Le Dr Mathieu Lecoq

Le Dr Sébastien Ferrière

Le Dr Marc Léger

Le Dr François Razafimbahoaka

Le Dr Claude Donèche

Le Dr Laurence Desmasle

Le Dr Patrice Lazzerini

Le Dr Hugues Nouaille de Gorce

Le Dr Sébastien Chapuis

Le Dr Carole Allavena

Le Dr Lionel Wasser

Le Dr Callum McBryde

A MES CO-INTERNES

Pierre Lunardi, le plus fou de nous tous !!

Marie Vitalis, quel courage ! Tu es une sainte !

Elodie Chantalat

Florent Charot

Laurent Bedes, tu es un affreux !

Aïssa Ibnoukatib, tu es pire !

Laurent Geiss, l'extra-terrestre

Nicolas Reina, dit « l'intrigante », tu seras notre maître !

Dan Israel, ... Dr « X »

Guillaume Krin

Stéphanie Delclaux

Amélie Faraud

Thuy Trang Pham, ma « toy » préférée

David Ancelin, « Davidoff »

Xavier Bayle-Iniguez, j'aime ta diplomatie

Jean-François Coste

Jérôme Murgier

Julien Cailliez, tu es le plus mauvais joueur de babyfoot de l'histoire de l'orthopédie

Paul Maisongrosse

Julien Toulemonde

Julie Lebon

Florie Alech

Marie Lebaron, souris !

Akash Sharma, we should learn some Greek !!

Gulraj Matharu

Rokia Koné, la mode c'est de l'art !

Merci à tous nos anesthésistes : Bernard Eychenne, Claude Gris, Alain Guérot, Claudine Cauhépé, Jean-Philippe Magues, Fabrice Ferré, Philippe Marty, Nicolas Larrieu et Jean-Yves Verdin.

Merci à toutes les secrétaires : Marie-Jo, Bernadette, Hélène, Joëlle, Christine, Sonia, Mumu & Nathalie...

Un grand merci à tout le personnel des blocs et services de Rangueil et de Purpan.

« Quand on ne fait pas tout pour être le premier le devenir ou le rester on ne demeure pas le deuxième. On tombe fatalement le dernier. »

Maréchal Louis Hubert Lyautey

Le resurfaçage de hanche

**Evaluation d'une pratique selon les principes de la
médecine fondée sur les preuves**

Table des matières:

INTRODUCTION :	8
TECHNIQUE CHIRURGICALE DU SERVICE :	9
1 PLANIFICATION :	9
1.1 Position idéale de l'implant fémoral.....	9
1.2 Position idéale de l'implant acétabulaire.....	11
1.3 Technique de Planification :	13
2 VOIES D'ABORD :	15
2.1 Les enjeux :	15
2.2 Descriptions des différentes voies d'abord classiquement utilisées pour un resurfaçage de hanche :	19
2.2.1 Abords antérieures	20
2.2.2 Abord antérolatéral	21
2.2.3 Voie d'abord postérieure	22
2.2.4 "Minimal invasif"	23
2.3 Quelle voie d'abord recommandent les études ?.....	25
2.4 Voie d'abord antérolatérale mini-invasive :	27
3 TEMPS FEMORAL :	31
3.1 Mise en place de la broche :	31
3.1.1 Technique conventionnelle :	31
3.1.2 Autres techniques :	37
3.1.2.1 Navigation :	37
3.1.2.2 Guides sur-mesures :	40
3.1.3 Technique du service.....	42
3.1.4 Validation de la technique :	44
3.1.4.1 MATERIEL et METHODES	44
3.1.4.2 RESULTATS.....	49
3.1.4.3 DISCUSSION.....	53
3.2 Préparation de la tête fémorale :	57
3.3 Cimentation :	58
4 TEMPS ACETABULAIRE :	60
5 REEDUCATION ET READAPTATION :	63
RESULTATS DE LA SERIE	64
1 MATERIEL ET METHODES:.....	64
1.1 Informations générales et évaluation préopératoire	64
1.2 Données peropératoires et détails chirurgicaux :	65
1.3 Suivi :	65
1.4 Evaluation postopératoire.....	65
1.4.1 Clinique :	65
1.4.2 Radiologique :	66
1.4.2.1 Immédiate :	66
1.4.2.2 Long terme :	67
1.5 Analyse statistique :	68
2 RESULTATS GLOBAUX:.....	69
2.1 Epidémiologie :	69
2.2 Préopératoire :	69
2.3 Peropératoire :	70
2.4 Postopératoire :	71
2.4.1 Clinique :	71
2.4.2 Radiologique :	72
2.4.2.1 Position de l'implant fémoral : (cf chap technique chirurgicale).....	72
2.4.2.2 Position de l'implant acétabulaire :	72
2.4.2.3 Suivi à long terme :	73

2.5	<i>Complications :</i>	74
2.5.1	Peropératoire :	74
2.5.2	Postopératoire :	74
2.5.2.1	Sans changement d'implant :	74
2.5.2.2	Avec changement d'implant :	75
2.6	<i>Courbes de survie :</i>	78
3	RESULTATS SOUS-GROUPES :	79
3.1	<i>Résultats postopératoires selon le sexe :</i>	79
3.1.1	Résultats fonctionnels :	79
3.1.2	Complications et courbes de survie :	82
3.1.3	Au total :	84
3.2	<i>Résultats postopératoires selon l'âge :</i>	84
3.2.1	Résultats fonctionnels :	85
3.2.2	Complications et courbes de survie :	85
3.2.3	Au total :	86
3.3	<i>Résultats postopératoires selon l'IMC et le poids :</i>	86
3.3.1	En terme de résultats fonctionnels :	87
3.3.2	Complications et courbes de survie :	87
3.3.3	Au total :	89
3.4	<i>Résultats postopératoires selon les étiologies :</i>	89
3.4.1	Résultats fonctionnels :	90
3.4.2	Complications et courbes de survie :	91
3.4.3	Au total :	91
3.5	<i>Résultats postopératoires selon le type d'implant :</i>	91
3.5.1	Epidémiologie :	92
3.5.2	Résultats fonctionnels :	92
3.5.3	Complications et courbes de survie :	95
3.5.4	Au total :	96
	ETUDE COMPARATIVE ENTRE RESURFACAGE ET PTH :	97
1	MATERIEL & METHODES:	97
1.1	<i>Profil de l'étude</i>	97
1.2	<i>Informations générales et informations péri-opératoires</i>	97
1.3	<i>Données peropératoires et détails chirurgicaux :</i>	98
1.4	<i>Suivi :</i>	98
1.5	<i>Critères de jugement</i>	98
1.6	<i>Analyse statistique :</i>	98
2	RESULTATS :	99
2.1	<i>Population :</i>	99
2.2	<i>Scores fonctionnels:</i>	100
2.3	<i>Complications et révisions :</i>	102
2.4	<i>Courbes de survie:</i>	104
3	DISCUSSION:	104
	CONFRONTATION DES RESULTATS A CEUX DE LA LITTERATURE.....	106
1	SERIES MAJEURES PUBLIEES :	106
2	REGISTRES NATIONAUX:	125
2.1	<i>Nordique :</i>	125
2.2	<i>Australien :</i>	126
2.3	<i>Royaume-Uni :</i>	128
3	DISCUSSION DES RESULTATS DE LA SERIE :	131
	COMPLICATIONS DU RESURFACAGE :	134
1	FRACTURE DU COL	134
2	DESCELLEMENT ASEPTIQUE	139
3	DEBRIS DE METAUX	139
4	PRODUCTION DE DEBRIS METALLIQUE ET FACTEURS DE RISQUE	140
5	EFFETS BIOLOGIQUES DU COUPLE DE FROTTEMENT CHROME-COBALT	144

5.1	Niveaux élevés des ions métalliques.....	144
5.2	Hypersensibilité aux métaux.....	146
5.3	Réactions biologiques péri-prothétiques.....	146
5.4	Pseudotumeurs.....	147
5.5	Les kystes synoviaux.....	149
5.6	Risque de tumeur maligne locale.....	149
5.7	Tératogénicité.....	150
5.8	Morbidité et mortalité liée aux cancers.....	150
5.9	Risque de cancer.....	152
6	INFECTIONS ET LUXATIONS INTRA PROTHETIQUES :	154
7	AUTRES COMPLICATIONS :	154
INDICATIONS.....		155
1	LES FEMMES.....	155
2	LES ETIOLOGIES :.....	156
2.1	L'épiphyse.....	156
2.2	L'ostéonécrose aseptique de la tête fémorale.....	157
2.3	La dysplasie de hanche.....	158
3	L'AGE :.....	158
REVISION ET RESURFAÇAGE.....		161
1	RESULTATS :	161
2	ASPECTS TECHNIQUES :	162
PERSPECTIVES		163
1	CERAMIQUE-METAL.....	163
2	CERAMIQUE-CERAMIQUE.....	166
3	METAL-POLYETHYLENE	166
4	OXINIUM-OXINIUM.....	171
CONCLUSION :		174
LEXIQUE :		175
BIBLIOGRAPHIE :.....		177
ANNEXES.....		199
RESUMES.....		229

Table des figures :

Figure 1 Modèle expérimental de presse(7). Type de fracture en fonction de l'orientation de l'implant fémoral(7) : fracture sous capitale si l'implant est en valgus et trait de fracture vertical si l'implant est en varus.	10
Figure 2 Encoche/Notching fémorale(23)	12
Figure 3 Problèmes posés par le positionnement de la cupule fémorale lors de la planification(23) : A =positionnement correct ; B=valgus excessif avec notching ; C=mesure de la distance entre le petit trochanter et l'axe de l'implant ; D=varus excessif ; E=distance du sommet du grand trochanter au point de sortie imaginaire de l'axe de l'implant ; F= orientation de la mèche planifiée.	14
Figure 4 Schéma de la vascularisation de la tête fémorale et coupe anatomique montrant la vascularisation rétinaculaire.	17
Figure 5 Représentation des différentes voies d'abord de la hanche (flèches vertes).	19
Figure 6 Exposition de la tête fémorale; l'écarteur du haut récline le muscle moyen fessier et la capsule antéro-externe; l'écarteur du bas récline le muscle tenseur du fascia lata et la capsule postero-interne.	28
Figure 7 Luxation de la hanche.	29
Figure 9 Mise en place de la pointe de fixation de l'ancillaire(23)	31
Figure 10 Positionnement de l'ancillaire de visée(23)	32
Figure 11 Alignement de l'ancillaire dans le plan frontal(23)	32
Figure 12 Réglage du positionnement dans le plan sagittal(23)	33
Figure 13 Exemples de mauvais alignement(23)	33
Figure 14 Mise en place de la broche(23)	34
Figure 15 Contrôle du positionnement avec le stylet(23)	34
Figure 16 Contrôle du positionnement avec le stylet(23)	35
Figure 17 Ancillaire à bras court(23)	35
Figure 18 Mise en place de l'ancillaire à bras court(23)	36
Figure 19 Navigation à partir d'une planification TDM(70)	37
Figure 20 Choix des points de modélisation(70)	38
Figure 21 Contrôle en temps réel du positionnement de la broche(72)	38
Figure 22 Contrôle en temps réel du positionnement de la broche(72)	39
Figure 23 Contrôle en définitif du positionnement de la broche(72)	39
Figure 24 Guide de coupe sur mesure réalisé à partir d'une TDM(74)	40
Figure 25 Vues peropératoires et schémas de guides de coupe sur mesure(75)	41
Figure 26 Schémas de guides de coupe sur mesure(75)	41
Figure 27 Installation du patient	42
Figure 28 Méchage du col fémoral dans l'axe d'orientation souhaitée de face et de profil pour le futur implant	43
Figure 29 Mesure des angles SSA et de l'angle d'antéversion de l'implant fémoral. La méthode de détermination des axes par trapèze était utilisée	47
Figure 30 Mesures des offsets verticaux et horizontaux. Une première ligne est tracée passant par l'axe du col puis une deuxième parallèle et tangente à un bord du col et une troisième parallèle et tangente au bord externe de l'implant fémoral. La distance entre ces 2 dernières lignes correspond à l'offset.	47
Figure 31 Différence SSA postopératoire/ SSA planifié	50
Figure 32 Taux d'erreur intraobservateur entre les tours d'observation.	53
Figure 33 Vue peropératoire de la mise en place d'une cupule de fraisage	60
Figure 34 Blocage du porte fraise	60
Figure 35 Fraisage de l'acétabulum	61
Figure 36 Porte cotyle décalé avec implant définitif	61
Figure 37 Impaction du cotyle	62
Figure 38 Protège cotyle laissé en place durant la préparation de la tête fémorale	62
Figure 39 Mesures des angles alpha et beta	66
Figure 40 Cartographie de Delee et Charnley (44,135) et Gruen modifiée (45,127).	68
Figure 41 Distribution de l'angle alpha	73
Figure 42 Courbe de survie globale de la série	78

Figure 43 HHS pré et postopératoire chez les hommes (groupe 1) et les femmes (groupe 2)	80
Figure 44 Comparaison du gain moyen de score Harris chez les hommes (groupe 1) et les femmes (groupe 2)	80
Figure 45 PMA préopératoire chez les hommes (groupe 1) et les femmes (groupe 2)	81
Figure 46 PMA au dernier recul chez les hommes (groupe 1) et les femmes (groupe 2)	81
Figure 47 Gain total du score PMA chez les hommes (groupe 1) et les femmes (groupe 2)	81
Figure 48 Distribution du Devane pré et postopératoire chez les hommes (groupe 1) et les femmes (groupe 2)	82
Figure 49 Distribution des complications chez les hommes (groupe 1) et les femmes (groupe 2)	83
Figure 50 Distribution des révisions majeures chez les hommes (groupe 1) et les femmes (groupe 2)	83
Figure 51 Distribution de l'âge à l'intervention chez <55 ans (groupe 1) et les > 55 ans (groupe 2)	84
Figure 52 Distribution des complications chez <55 ans (groupe 1) et les > 55 ans (groupe 2)	85
Figure 53 Distribution des complications chez <55 ans (groupe 1) et les > 55 ans (groupe 2)	86
Figure 54 Distribution du poids	87
Figure 55 Distribution des complications en fonction du poids et de l'IMC	88
Figure 56 courbe de survie en fonction de l'IMC. Série 1 = IMC<25; Série 2 IMC >25	89
Figure 57 Gain de HHS plus important pour les ostéonécroses (groupe 2) que pour le groupe coxarthrose primitive (groupe1)	90
Figure 58 Courbes de survie: série 1=arthrose et série 2=ostéonécrose aseptique.	91
Figure 59 distribution de la d'intervention pour le groupe 1 Durom	92
Figure 60 HHS préopératoire (groupe 1= BHR; groupe 2= Durom)	93
Figure 61 HHS au dernier recul (groupe 1= BHR; groupe 2= Durom)	93
Figure 62 Gain de HHS (groupe 1= BHR; groupe 2= Durom)	94
Figure 63 PMA préopératoire(groupe 1= BHR; groupe 2= Durom)	94
Figure 64 Gain de PMA (groupe 1= BHR; groupe 2= Durom)	95
Figure 65 Distribution des complications (groupe 1= BHR; groupe 2= Durom)	95
Figure 66 Courbes de survie (groupe 1= BHR en bleu; groupe 2= Durom en jaune)	96
Figure 67 Gain de score HHS entre RHA (groupe 1) et THA (groupe 2)	100
Figure 68 Gain de PMA entre RHA (groupe 1) et THA (groupe 2)	101
Figure 69 Distribution des complications entre RHA (groupe 1) et THA (groupe 2)	103
Figure 70 Courbes de survie Kaplan-Meier entre RHA (groupe 1) et THA (groupe 2)	104
Figure 71 Arbre décisionnel PRISMA	108
Figure 72 Taux de survie pour l'implant BHR ; le diamètre des points est pondéré par le nombre de patients de la série	115
Figure 73 Taux de survie pour l'implant Conserve plus	115
Figure 74 Taux de survie pour l'implant Cormet	116
Figure 75 Taux de survie pour l'implant ASR	116
Figure 76 Charge Révisionnelle des différents implants de resurfaçage sur le marché	117
Figure 77 Distribution des complications	124
Figure 78 Comparaison des taux de survie en fonction du nombre d'interventions réalisées(196)	126
Figure 79 Courbes de survie comparant chez les hommes : implants cimentés, non cimentés et resurfaçages, avec la mortalité comme endpoint(199,200)	130
Figure 80 Courbes de survie comparant chez les hommes de moins de 55 ans: implants cimentés, non cimentés et resurfaçages, avec la mortalité ou la révision comme endpoint(199,200)	130
Figure 81 Repartition des études en fonction de leur taux de charge révisionnelle. La droite noire représente les critères de NICE	131
Figure 82 Schéma préparé à partir de calques de planification montrant un composant fémoral de petite taille mis à la même échelle et superposé à un implant de grande taille (gris). Dans chaque cas l'implant de petite taille (noir) est plus épais que l'implant de grande taille. Dans la plupart des cas dans les petites taille d'implant la tige est plus longue et/ou plus épaisse(208).	137
Figure 83 Graphique montrant l'épaisseur de la tige fémorale exprimée en pourcentage de l'épaisseur globale de l'implant (tige + os du col fémoral) pour différents types d'implant de resurfaçage. Dans les petites tailles la tige représente un pourcentage plus important indiquant un effet stress-shielding plus important(208).	138
Figure 84 Coupures de presses sur les effets "toxiques" des prothèses de hanche métalliques parues dans le Daily Mail et le journal de la BBC en mars 2012	140
Figure 85 Schéma montrant que l'angle réalisé par la surface articulaire de l'implant acétabulaire est l'arc articulaire alpha. Si l'arc articulaire est <180°, pour un implant positionné à 45° d'inclinaison (beta), l'angle d'inclinaison effective (delta) sera >45° et l'angle centre-bord (gamma) sera inférieur à 45° selon l'équation : $\delta = \beta + (180 - \alpha)/2$ (208).	141

Figure 86 Graphique montrant l'inclinaison effective pour un angle de 45° radiologique pour des implants de petite taille de différentes compagnies. L'angle d'inclinaison effective s'accroît alors que l'arc articulaire décroît(208).	142
Figure 87 Schéma réalisé à partir des calques de planification montrant un composant acétabulaire de petite taille mis à la même échelle et superposé à un implant de grande taille (gris). Dans chaque cas l'implant de petite taille (noir) est plus épais que l'implant de grande taille(208).	143
Figure 88 Arc articulaire pour les implants de petite et grande taille de différents types d'implants de resurfaçage. Celui-ci est plus important pour les implants de grande taille(208).	144
Figure 89 Pourcentage cumulé de révision en fonction de l'âge en 2008 rapporté par le Australian Joint Registry(198)	159
Figure 90 EXPLANT TM (281)	162
Figure 91 Implant BMHR	163
Figure 92 Resurfaçage en céramique(23)	164
Figure 93 Radiographie d'une prothèse BMHR(23)	164
Figure 94 Usure d'un implant BHR comparé au couple métal céramique(23)	165
Figure 95 Taux sérique de cobalt pour les couples de frottement métal-céramique et BHR(23)	165
Figure 96 Usure du PE d'un resurfaçage Wagner(23)	166
Figure 97 Usure du PE en fonction du diamètre de la tête fémorale(23)	167
Figure 98 Usure d'un PE hautement réticulé(23)	168
Figure 99 Résistance à la fatigue des différents PE(23)	168
Figure 100 Fracture d'un PE hautement réticulé(23)	169
Figure 101 PE composite Polymix(23)	170
Figure 102 prototype de resurfaçage métal-PE(23)	170
Figure 103 Schématisation de la céramisation de l'oxinium(23)	171
Figure 104 : soumis à une charge constante de 19,8 kN le métal se déforme sans craquer et la couche d'oxyde reste intacte. Tsai et al(284).	172
Figure 105 Usure oxinium Vs CrCo (285),	173
Figure 106 : La clearance diamétrale est égale à 2 fois la clearance radiale et se définit comme différence entre le diamètre interne de la cupule et le diamètre de la tête i.e., $2(R2 - R1)$.	175

Table des Tableaux :

Tableau 1 Avantages et inconvénients des différentes voies d'abord habituellement utilisées pour un resurfaçage de hanche(41).	26
Tableau 2 Etude courbe d'apprentissage	50
Tableau 3 Coefficient de corrélation de Pearson et valeur p correspondante pour l'évaluation de la reproductibilité intraobservateur.	51
Tableau 4 Analyse de variance par test F de Fischer de la reproductibilité inter observateur.	52
Tableau 5 Comparaison HHS entre RHA et THA	100
Tableau 6 Comparaison du score de Devane entre RHA et THA	102
Tableau 7 Détails des 52 études incluses	110
Tableau 8 Scores fonctionnels	118
Tableau 9 Détails des complications pour chaque étude	120
Tableau 10 Différents implants retrouvés dans le registre nordique(180)	125
Tableau 11 Taux de révisions non-ajusté et causes de révisions aseptiques à 2 ans(180)	126
Tableau 12 Pourcentage annuel cumulé de révision des différents implants de resurfaçage de hanche(182)	127
Tableau 13 Tableau comparatif de l'implant BHR et THA cimentée et non cimentée(183)	129

INTRODUCTION :

Le resurfaçage de hanche est une technique d'arthroplastie ancienne. En effet les premiers implants comme la cupule de Luck datent des années 1960(1). Ce type d'implants a été remis au goût du jour ces 15 dernières années grâce aux progrès réalisés en terme de métallurgie et de tribologie, arguant de leur avantage en terme d'économie du capital osseux et d'une pose mini-invasive(2,3). Depuis 2000 de nombreux implants de resurfaçage utilisant plusieurs types d'interface de mobilité ont été mis sur le marché. Cependant après une phase d'engouement importante de nombreux problèmes sont apparus et ont remis en question l'utilisation de ce type d'implant en particulier ceux à interface de mobilité métal-métal(4-6). Dans ce contexte l'objectif de ce travail était d'évaluer la pratique du resurfaçage de hanche à interface métal-métal selon le principe de médecine fondée sur les preuves en évaluant chaque étape technique jusqu'aux résultats cliniques à long terme à partir d'une série monocentrique continue mono-opérateur (Pr P Chiron service d'Orthopédie Traumatologie. CHU. Ranguel). Ce travail se voulait reposer à la fois sur une étude clinique rétrospective rassemblant un haut niveau de preuve, et sur une analyse exhaustive des données de la littérature. In fine ce travail devait permettre de répondre aux différentes questions sous-jacentes : est-il légitime de proposer ce type d'arthroplastie, quelles sont les meilleures indications de resurfaçage, que peut-on proposer au patient en terme de survie d'implant et de score fonctionnel ?

TECHNIQUE CHIRURGICALE DU SERVICE

La pose d'une arthroplastie de resurfaçage a répondu à une série de prérequis stricts, réfléchis, appliqués avec rigueur et validés à chaque étape par un opérateur (Pr P Chiron).

1 PLANIFICATION :

Le positionnement des implants lors de toute arthroplastie est un élément essentiel pour la survie des implants. Ceci est particulièrement vrai dans le cas d'un resurfaçage de hanche dans la mesure où un mauvais positionnement des implants pourra se solder par un échec de l'implant - fracture du col fémoral, effet « edge loading » avec relargage d'ions métalliques- ou par un mauvais résultat fonctionnel. Pour ces raisons la planification préopératoire est fondamentale pour déterminer la position optimale des implants durant l'opération.

1.1 Position idéale de l'implant fémoral

Toutes les études s'accordent à dire que la position optimale d'un implant fémoral se situe en valgus inférieur à 10° par rapport à l'angle cervico-diaphysaire(7-12). A l'opposé une position en varus exposerait à un risque plus important de fracture du col fémoral. Dans une étude biomécanique Richards et al(13), ont étudié le risque de fracture du col sur 20 cadavres en fonction de la position de l'implant fémoral. Au préalable, les auteurs avaient pris soin de réaliser une TDM osseuse pour s'assurer de l'absence de différence de densité osseuse entre les sujets. La charge ultime de rupture était plus importante de manière significative pour les composants orientés valgus (6955 N) par rapport aux composants orientés en position neutre (5254 N). Les auteurs concluaient en conseillant un positionnement de l'implant fémoral le plus en valgus possible sans entraîner d'encoche (ou « notching ») supéro-externe (cf lexique).



Figure 1 Modèle expérimental de presse(13). Type de fracture en fonction de l'orientation de l'implant fémoral(13) : fracture sous capitale si l'implant est en valgus et trait de fracture vertical si l'implant est en varus.

Ong et al(9), dans une étude en éléments finis sur un modèle 3D retrouvaient également un risque fracturaire plus élevé pour un positionnement en varus de l'implant fémoral. Vail et al(14), dans une étude biomécanique sur 64 cadavres retrouvaient des résultats identiques et mettaient également en évidence que le notching supéro-externe réduisait considérablement la résistance à la rupture. Ils ne retrouvaient pas cependant de différence significative lorsqu'ils modifiaient l'antéversion de l'implant fémoral (14). Long et al, ont réalisé une analyse en éléments finis des effets du positionnement des implants fémoraux, qui retrouvait une diminution significative du risque de descellement et de fracture, par le positionnement en valgus des implants(15). Outre ses études ex-vivo, de nombreuses études cliniques ont montré l'importance sur le devenir de la hanche resurfacée, du positionnement en valgus de l'implant fémoral et de l'absence de notching supéro-externe sur le col du fémur(13,16-20). Ce bon positionnement est donc essentiel mais reste encore de réalisation difficile, y compris pour les chirurgiens expérimentés (10,11,21).

Le positionnement de l'implant fémoral joue également un rôle important dans le degré d'amplitude articulaire en post-opératoire. Venditoli et al(22), ont réalisé une étude sur l'influence du positionnement des implants, sur les amplitudes articulaires, à partir d'un modèle de hanche numérique tridimensionnel. Ils ont pu ainsi simuler les effets de la taille des implants, de leur version, et de leur translation. Les changements de l'orientation du

composant fémoral ont eu des effets minimes sur l'amplitude du mouvement par rapport à l'effet des changements de la version du composant acétabulaire. Pour les auteurs le paramètre le plus important pour rétablir les amplitudes de mouvement de la hanche était de restaurer l'offset tête-col de la hanche native.

Ainsi, le composant fémoral doit donc être implanté avec un valgus d'environ 10° par rapport à l'angle cervico diaphysaire. La limite tolérable de valgus réside dans l'absence d'apparition d'une encoche cervicale. La position en antéversion a moins d'importance isolément mais il faut garder à l'esprit l'idée d'antéversion combinée (cf Infra).

1.2 Position idéale de l'implant acétabulaire

Quel que soit le type d'implant, tous les auteurs recommandent une position de la cupule comprise entre 40° et 45° dans le plan frontal et une antéversion combinée (somme de l'antéversion fémorale et de l'antéversion de la cupule) inférieure à 40° **ref** . En effet le positionnement d'une cupule trop verticale (>50°) expose le patient au risque d'edge loading donner la traduction avec une production de débris métallique plus importante et une usure prématurée(23). Williams et al,(24) dans une étude sur simulateur de hanche (métal-métal) ont étudié l'usure du composant acétabulaire après 3 millions de cycles en fonction de son inclinaison. Leurs résultats mettaient en évidence une usure significativement plus importante lorsque l'implant avait une inclinaison supérieure à 45°. Langton et al,(25) dans une étude sur 76 resurfaçages de hanche ASR ont étudié la relation entre l'orientation des implants acétabulaires et la concentration en ions chrome et cobalt dans le sang. Leurs résultats retrouvaient une relation statistiquement significative entre la concentration en ions et, l'inclinaison et l'antéversion de la cupule. Les mêmes auteurs,(26) rapportaient dans leur série de 660 resurfaçages 17 révisions. Leur analyse mettait en évidence de manière statistiquement

significative une concentration en ions, une antéversion acétabulaire, et une inclinaison de la cupule, plus élevées que pour le reste de la série et des implants de plus petite taille. McMinn et al,(27) dans une série rétrospective de 3095 resurfaçage de hanche BHR, rapportent également un taux de révision plus élevé chez les femmes dont la taille des implants est inférieure à 50mm pour le composant fémoral et dont l'antéversion combinée était supérieure à 40°.

A l'opposé une inclinaison acétabulaire inférieure à 40° est également néfaste car elle peut être responsable de conflit (impingement) entre le col et le bord supérieur de l'acétabulum ce qui se traduit cliniquement par des douleurs, une limitation des amplitude articulaire et à la radiographie par une encoche du col fémoral(1,27,28).

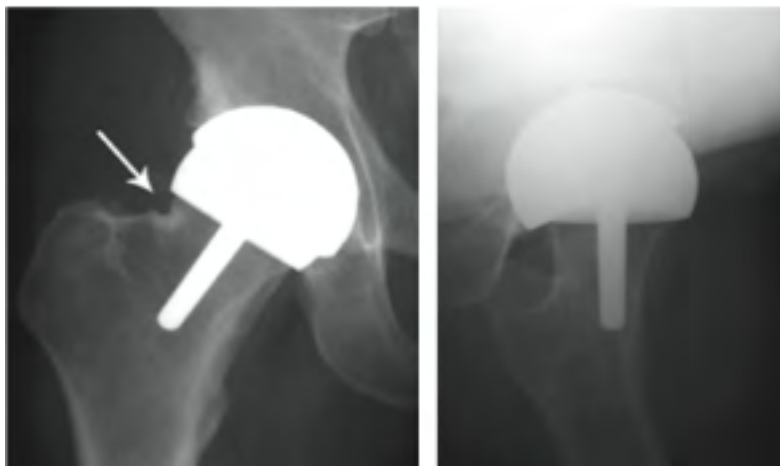


Figure 2 Encoche/Notching fémorale(1)

Aujourd'hui, avec plus de recul et une meilleure expérience, le bon positionnement de la cupule acétabulaire apparaît de plus en plus l'élément le plus important pour le succès d'un resurfaçage(29). Ainsi si le positionnement de l'implant fémoral joue un rôle sur le risque fracturaire, la qualité du positionnement acétabulaire (inclinaison et antéversion combinée) semble déterminer l'usure et le relargage d'ions métaux. L'orientation optimale serait comprise entre 35° et 40°(30-32).

1.3 Technique de Planification :

La planification pourra être réalisée indifféremment sur radiographies conventionnelles ou numérisées à l'aide d'un logiciel de planification. Dans les deux cas les radiographies du bassin de face seront calibrées et devront répondre à certains critères de qualité(33-38) : rotation interne des hanches de 20°, et symétrie apparente des trous obturateurs et des ailes iliaques. On débutera la planification en positionnant la partie médiale du composant fémoral à la jonction tête-col médiale. La taille de l'implant choisi doit être suffisante pour couvrir la largeur du col fémoral. Mais si la tête fémorale était préparée dans cette position, de l'os spongieux serait exposé à la partie latérale de la tête fémorale avec un risque fracturaire important : l'implant doit donc être positionné en valgus. Toutefois si le valgus choisi est trop important (figure 4) lors de la préparation de la tête un « notching » de la partie latérale du col se produira. Il faut donc choisir une position intermédiaire entre ces deux extrêmes, avec un implant en valgus sans effet « notching ». La position idéale dans ce cas est représentée sur la figure. Le but du chirurgien est dès lors de reproduire cette position lors de l'intervention. Pour ce faire il faudra réaliser des mesures à partir de points anatomiques fixes. Ceux-ci sont différents en fonction du choix du matériel et de la technique pour le positionnement fémoral (cf chap fémur). Si l'on opte pour l'ancillaire de pose à bras long expliquer cette histoire de bras long et court, il conviendra de mesurer la distance entre le sommet du grand trochanter et le point de sortie à la face latérale du fémur prolongeant l'axe de la tige de l'implant fémoral. Un double contrôle consistera à mesurer la distance entre le petit trochanter et le bord inféro médial du composant fémoral. Si l'on désire utiliser l'ancillaire à bras court le point fixe choisi sera constitué par le petit trochanter et l'on mesurera la distance entre le sommet de ce dernier et l'axe de la tige le long de la crête inter trochantérienne. Enfin si l'on désire utiliser la technique de Chiron(39), il conviendra de repérer le point d'entrée de la broche sur la face latérale du grand trochanter et le point de sortie au niveau de la tête fémorale. Concernant la

planification de l'acétabulum, celle-ci ne présente pas de spécificité par rapport à une prothèse standard. L'inclinaison de la cupule doit être de 40°-45° et les ostéophytes de l'arrière-fond doivent être pris en compte afin d'asseoir le composant en bonne position.

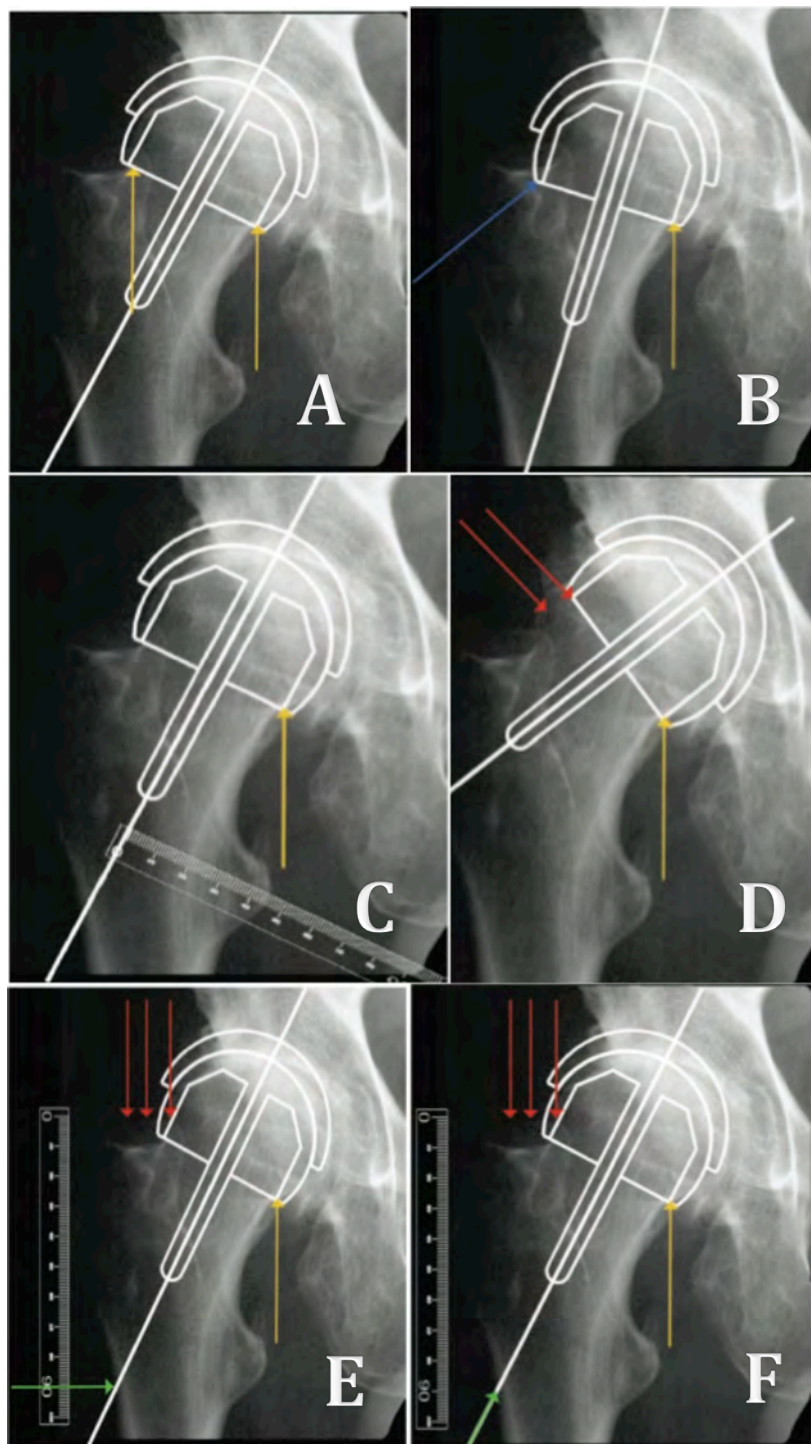


Figure 3 Problèmes posés par le positionnement de la cupule fémorale lors de la planification(1) : A =positionnement correct ; B=valgus excessif avec notching ; C=mesure de la distance entre le petit trochanter et l'axe de l'implant ; D=varus excessif ; E=distance du sommet du grand trochanter au point de sortie imaginaire de l'axe de l'implant ; F= orientation de la mèche planifiée.

2 VOIES D'ABORD :

2.1 Les enjeux :

La voie d'abord est un élément déterminant dans le succès d'un resurfaçage de hanche peut-être plus encore que pour les arthroplasties conventionnelles. En effet la voie d'abord doit non seulement offrir au chirurgien une exposition suffisante pour la mise en place en bonne position des implants mais également respecter au maximum l'appareil musculaire afin de favoriser la réhabilitation du patient et exposer le moins possible le patient et son chirurgien à la survenue de complication vasculo-nerveuse. Elle doit par ailleurs respecter au maximum la vascularisation du col fémoral et par la même celle de l'épiphyse sur laquelle reposera l'implant céphalique (40).

L'un des arguments principaux avancés dans la première génération de prothèses de resurfaçage pour justifier les échecs subis, était que lorsque la tête était luxée dans le cadre de la procédure, de la vascularisation de la tête fémorale avait inévitablement lieu, avec pour conséquence une nécrose. De nombreux auteurs ont remis en cause ces arguments sur la base d'un certain nombre de travaux anatomiques sur la vascularisation de la tête fémorale

Dans des conditions normales, la vascularisation de la tête fémorale vient principalement de l'artère circonflexe médiale du fémur (ACMF) (41,42). Cette artère provient soit de l'artère fémorale profonde (80% des cas) ou de l'artère fémorale commune (20% des cas) (41,42), si son origine est plus proximale. La ACMF a 5 branches, dont l'une (la branche profonde) vascularise la tête fémorale. Cette branche va en arrière de la crête inter trochantérienne entre le muscle pectiné (en dedans) et le tendon du psoas (latéralement), le long du bord inférieur du muscle obturateur externe (42). Elle progresse ensuite le long de l'espace entre le muscle carré fémoral et le muscle jumeau inférieur. A la partie supérieure du muscle carré fémoral, la

branche trochantérienne se sépare et se dirige vers le grand trochanter. Le reste de l'artère continue sa course et passe juste au-dessus des jumeaux (inférieur et supérieur) et du muscle obturateur interne. C'est à cet endroit, juste avant d'atteindre le site d'insertion du muscle piriforme, qu'elle traverse obliquement la capsule articulaire et se sépare alors en plusieurs branches terminales (2 à 4), qui restent attachées au col fémoral jusqu'à ce qu'elles pénètrent dans l'os, 2 à 4 mm avant la jonction cartilage-os au sommet de la tête fémorale (42). Dans 20% des cas quelques-unes des branches se dirigent vers le bas du col du fémur (42). Il a été établi que la plupart des vaisseaux qui pénètrent dans la jonction os-cartilage de la tête fémorale sont situés dans la zone supérieure de la circonférence. Si la circonférence est assimilée sur une coupe à un cadran d'horloge, la majorité des vaisseaux seraient situés à la position 11 h (43).

Pour cette raison, dans la majorité des hanches, la préservation de l'insertion du muscle obturateur externe et la luxation sont essentiels pour protéger l'artère d'une rupture ou d'un étirement (stretching)(41).

Des anastomoses ont été décrites entre la ACMF et les artères environnantes. Une des plus courantes est une anastomose avec l'artère glutéale inférieure le long du muscle piriforme. Cela pourrait expliquer la persistance d'une vascularisation de la tête dans les cas où l'ACMF a été lésée.

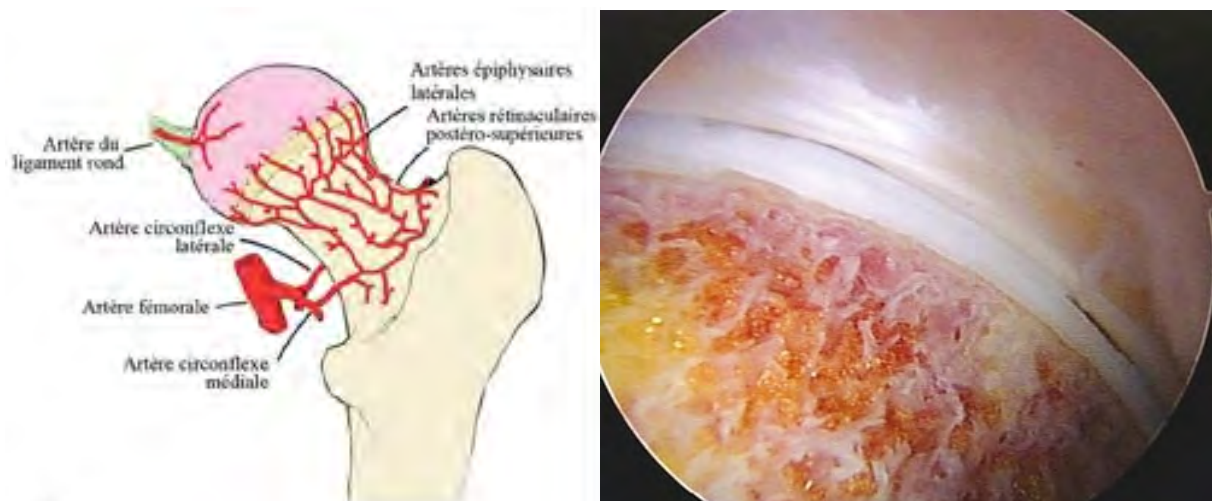


Figure 4 Schéma de la vascularisation de la tête fémorale et coupe anatomique montrant la vascularisation rétinaculaire.

En dehors de la ACMF, il est également essentiel de préserver les vaisseaux qui pénètrent à travers la jonction cartilage-os (vaisseaux rétinaculaires). À cet égard, il est important de ne pas trop exciser les tissus mous recouvrant le col du fémur, indépendamment de l'approche chirurgicale utilisée. Dès 1953, Trueta(44), discutait de l'importance de ces vaisseaux rétinaculaires pour l'approvisionnement en sang intra-osseux.

Le « notching » ou « encoche » de la région supéro-externe du col fémoral lors de l'insertion de la cupule fémorale peut aussi avoir des effets sur la vascularisation (45). Comme indiqué ci-dessus, les vaisseaux les plus importants pour la tête fémorale (vaisseaux rétinaculaires supérieurs) sont situés à la partie supéro-externe de la jonction tête-col (fig. 3), ce qui signifie qu'ils pourraient être blessés par des encoches. Dans une étude portant sur 14 hanches chez des patients bénéficiant d'une prothèse totale de hanche conventionnelle par voie d'abord de Hardinge avec la préservation de la ACMF, Beaulé et al(45), avant de sectionner la tête, ont fait une simulation d'encoche fémorale et ont constaté que l'approvisionnement en sang de la tête fémorale diminuait de près de 50%.

Il a également été mis en avant que la diminution de l'apport sanguin de la tête fémorale pourrait être dû principalement à une blessure des vaisseaux rétinaculaires lors de la préparation de la tête fémorale par l'alésage circonférentiel, ce qui semble indiquer que le

type d'approche choisie pourrait jouer un rôle secondaire. Beaulé et al.(46) ont mesuré le flux sanguin dans la tête fémorale des patients ayant bénéficié d'une prothèse de resurfaçage, avant et après l'alésage fémoral. Une voie d'abord de Ganz (47) a été utilisée chez tous les patients avec une ostéotomie trochantérienne afin de conserver la continuité moyen fessier-muscle vaste latéral et une capsulotomie antérieure, qui, en théorie conserve l'ensemble de l'approvisionnement en sang à la tête fémorale. Les auteurs ont observé que, dans 9 cas sur 10 le flux sanguin des patients dans la tête fémorale avait diminué de 70% (46). Ils ont conclu que alésage circonférentiel endommageait la majorité des vaisseaux rétinaculaires, ces lésions étant encore plus fréquentes quand une encoche expérimentale avait été faite dans la région supérieure de la jonction (70 vs 50%) (45).

En plus de la ACMF et des vaisseaux rétinaculaires, il a été avancé qu'il pourrait exister une autre source d'approvisionnement en sang de la tête fémorale dans les fractures du col fémoral des hanches arthrosiques. Dans ces types de fractures, la présence d'ostéophytes périphériques pourrait induire le développement d'une vascularisation intra osseuse abondante, ce qui réduirait l'importance des vaisseaux rétinaculaires (48). Cela expliquerait le faible taux de nécrose osseuse trouvé histologiquement dans les révisions de resurfaçage (49).

Des études spécifiques ont été menées sur l'effet de l'utilisation d'une voie d'abord sur l'approvisionnement en sang de la tête fémorale. Ces études mesuraient directement la vascularisation intra osseuse de la tête fémorale en per opératoire. Khan et al(48) ont effectué 9 resurfaçages par une approche directe latérale et 11 arthroplasties par voie postérieure avec une capsulotomie circonférentielle. Ils ont vu que l'approvisionnement en sang de la tête fémorale diminuait plus avec la voie d'abord postérieure que par l'approche directe latérale, bien que ces mesures aient été faites au moment de la réalisation de la préparation du fémur (avec la jambe dans une position forcée). Steffen et al(50) ont spécifiquement étudié l'effet de la position du membre inférieur lors de l'approche directe latérale sur l'approvisionnement en

sang et ont observé que lors de la rotation externe maximale il y avait une forte diminution du flux sanguin de la tête fémorale, qui se normalisait avec le retour en position physiologique.

Au total, chaque approche conduit à une réduction transitoire de l'approvisionnement en sang de la tête fémorale en raison de la position forcée du membre inférieur. Malgré tout, l'approvisionnement en sang de la tête fémorale reste toujours plus abondant avec une approche directe latérale qu'avec l'approche postérieure (48,51).

2.2 Descriptions des différentes voies d'abord classiquement utilisées pour un resurfaçage de hanche :

Trois types d'abord ont été décrites pour les arthroplasties de la hanche conventionnelles: antérieure, postérieure et antéro-externe, avec plusieurs variantes au sein de chaque groupe(52). Chacune d'entre elles a été utilisée avec plus ou moins de succès pour le resurfaçage de la hanche.

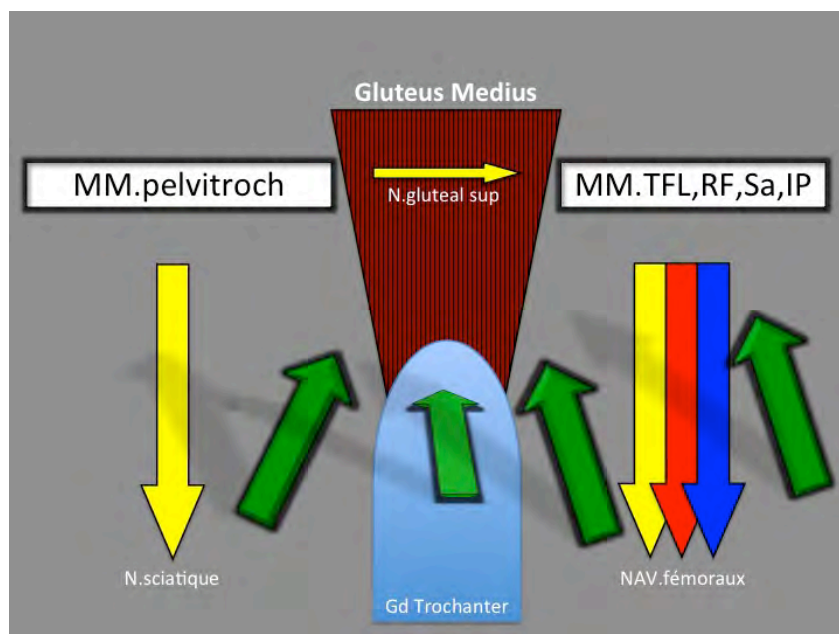


Figure 5 Représentation des différentes voies d'abord de la hanche (flèches vertes).

2.2.1 *Abords antérieurs*

Il y a plus de 100 ans, Smith-Petersen(52,53), popularisait l'abord antérieure entre le muscle sartorius (innervé par le nerf fémoral) et le muscle tenseur du fascia lata (innervé par le nerf gluteal supérieur)(53). Un des principaux risques inhérents à cette approche est de léser le nerf cutané latéral de la cuisse, qui innerve la région supéro-externe de la cuisse et se dirige vers la peau entre sartorius et tenseur du fascia les 2 muscles à travers laquelle l'approche est effectuée. Si le nerf est sectionné, la sensibilité de la zone est abolie et un névrome peut se former entraînant des douleurs neuropathiques(53). Pour éviter cela, une incision cutanée plus latérale a été proposée(54). Récemment, les variantes mini-invasives de cette approche ont été décrites, c'est à dire avec des incisions cutanées de moins de 10 cm(55). Quand une prothèse de resurfaçage est implantée par cet abord, la principale difficulté demeure le contrôle visuel correct du cotyle. Puisque la tête est conservée dans ces prothèses, il est souvent nécessaire d'élargir l'abord par des sections partielles du muscle tenseur du fascia lata ou des muscles gluteaux(52), ce qui augmente le risque d'endommager le nerf cutané latéral de la cuisse. En outre, cette approche n'est pas familière à la plupart des chirurgiens et nécessite le plus souvent d'utiliser une table spécifique ou de s'aider d'un support de jambe pour supporter le membre inférieur après luxation de la hanche.

Le principal avantage de cette approche est la préservation de la vascularisation de la tête fémorale, puisque la MFCA est préservée, qui est la source principale de la vascularisation de la tête. En outre, elle préserve les muscles abducteurs coxo-fémoraux. Un autre avantage est le placement des patients en décubitus dorsal (pour la prise en charge anesthésique).

2.2.2 *Abord antérolatéral*

La voie antérolatérale est l'un des abords les plus couramment utilisés pour l'implantation de prothèse totale de hanche(53). Elle a été popularisée par Watson-jones(52) et par la suite modifiée par différents orthopédistes (Charnley, Harris, Müller, etc) (53). Toutes ces approches sont effectuées via le même intervalle anatomique: entre le muscle tenseur du fascia lata et le moyen fessier. Dans toutes ses variantes, la démarche consiste à un détachement de tout ou partie des muscles abducteurs de la hanche afin de convenablement exposer le fémur et de permettre un bon accès à l'acétabulum(53).

Il y a quelques variations à cette approche avec par exemple une ostéotomie trochantérienne, encore appelée « approche de Ganz », l'approche directe latérale dite de Hardinge et l'approche transglutéale de Bauer.

L'ostéotomie trochantérienne permet une excellente visualisation de l'articulation(56). Si on prend soin de mener à bien cette ostéotomie extracapsulaire l'approvisionnement en sang à la tête fémorale peut être convenablement conservé. Néanmoins, des problèmes tels que la pseudarthrose et le bris de matériel ont été signalés en relation avec le rattachement du trochanter, ce qui a conduit au quasi-abandon de cette approche.

En 1992, Ganz et al(47) ont développé une technique qui combine la trochantérotomie (en continuité avec le vaste externe) avec une capsulotomie antérieure en forme de Z afin de préserver au maximum la vascularisation de la tête fémorale . Dans une série récente de 50 prothèses de hanche de resurfaçage, cette technique aurait donné des résultats satisfaisants à court terme (un an), sans complication liée à l'approche(57).

L'approche directe latérale transglutéale (popularisé par Hardinge) est une modification de la voie antéro-externe dans la mesure où elle est réalisée à travers les fibres du muscle moyen fessier et maintient la continuité entre la région antérieure du moyen fessier et le muscle vaste latéral. Il a l'avantage de ne pas causer des blessures graves des abducteurs de hanche, ce qui

rend cette approche l'une des approches antérolatérales les plus couramment utilisés à l'heure actuelle. Cependant, il comporte le risque de léser le nerf gluteal supérieur qui se dirige entre le moyen fessier et le petit fessier, soit environ 3 à 5 cm au dessus du bord supérieur du grand trochanter. Il faut prendre soin de ne pas prolonger la dissection du moyen fessier au-delà de cette zone. Le retentissement clinique de la blessure potentielle du nerf glutéal supérieur a été soumis à débat. Dans une étude sur 81 patients(58), 19 patients(23%) présentaient une boiterie de Trendelenburg à la suite d'une approche directe latérale correspondant à une lésion du nerf glutéal supérieur. Huit d'entre eux ont récupéré partiellement, ce qui signifie que 11% des patients sont restés avec des lésions neurologiques définitives. Les lésions transitoires ont été estimées secondaire à l'utilisation des rétracteurs qui auraient comprimé le nerf glutéal supérieur. Néanmoins, dans une étude récente sur 40 patients(59), des lésions neurologiques permanentes et des boiteries de Trendelenburg n'ont été retrouvés que chez un seul patient. Toutes ces études ont été menées chez des patients bénéficiant d'une arthroplastie de hanche conventionnelle. Il n'existe pas d'études analogues sur le resurfaçage, mais en tenant compte du fait que les implants de resurfaçage nécessitent généralement des expositions plus grandes, le risque de lésion neurologique pourrait être plus élevé que pour les arthroplasties conventionnelles. Par ailleurs les données de la littérature soulignent un risque de douleurs latérales de hanche plus important par ce type de voie d'abord(60,61).

2.2.3 Voie d'abord postérieure

La voie d'abord postérieure est l'approche la plus couramment utilisée à l'heure actuelle aux Etats-Unis et en Europe, et est l'approche actuellement recommandé par les concepteurs des principaux modèles de prothèses de resurfaçage de la hanche(62). L'approche est effectuée par le muscle grand fessier puis en arrière du muscle moyen fessier. L'avantage de cette approche est l'excellente exposition qu'elle offre sur la tête fémorale, qui est normalement

plus difficile à préparer, sans causer de dommages à l'appareil abducteur. Les problèmes potentiels comprennent le risque de diminuer l'approvisionnement en sang de la tête fémorale (la branche profonde de la ACMF est coupée) et la section des muscles pelvitrochantériens, ainsi que la visualisation de l'acétabulum dans certains cas difficile. Il a été démontré que les muscles pelvitrochantériens et la capsule articulaire doivent être réparé dans tous les cas (fig. 4)(63,64). Une méta-analyse des taux de luxation après arthroplastie totale de la hanche conventionnelle, a montré que les taux de luxation prothétiques par voie d'abord antérolatérale, directe latérale (Hardinge) et postérieure (avec réparation de la capsule et des pelvitrochantériens) étaient similaires (0,70; 0,43 et 1,01%, respectivement) (65).

2.2.4 "Minimal invasif"

Des approches «mini-invasives» ont été développées pour tenter de réduire les dommages des tissus mous et ainsi faciliter la récupération postopératoire.

Une incision "standard" pour une arthroplastie de la hanche conventionnelle est estimée entre 16 et 61 cm. Par conséquent, le terme "minimal invasif" comprend toute intervention chirurgicale dont l'incision est inférieure à 15 cm. Cependant, ce concept varie considérablement en fonction de l'auteur, du type d'approche utilisée et du poids du patient(55).

Actuellement, il y a 3 approches courantes mini-invasives: l'approche postéro-latérale (le plus commun), l'approche directe latérale (Hardinge) et l'approche antérieure. Tous les voies d'abord «mini-invasives » sont réalisées pratiquement de la même manière que l'approche conventionnelle, mais en diminuant la longueur de l'incision cutanée et en utilisant des instruments spécialisés.

L'utilité de ces approches est l'objet de beaucoup de controverses. Elles pourraient apporter quelques avantages tels que la diminution de la perte de sanguine, l'hospitalisation plus courte

et de meilleurs résultats à court terme. Néanmoins, elles ont aussi quelques inconvénients tels que de plus grandes difficultés en termes de placement des composants. En général, les résultats sont similaires à ceux obtenus avec des approches conventionnelles (66). Il est vrai que le résultat esthétique est meilleur, ce qui est probablement la raison pour laquelle les chirurgiens sont en train de faire leurs incisions classiques plus courtes que dans le passé. Dans tous les cas il faut se rappeler que l'implantation des composants est le facteur le plus important, et le chirurgien doit être prêt à prolonger son incision si nécessaire (55,66). Dans ce contexte, lors de la préparation du cotyle, il est important de se rappeler que la tête fémorale est conservée lors d'un resurfaçage, raison pour laquelle, même si il est en effet possible d'effectuer la chirurgie avec une incision minime, cette dernière peut être un peu plus longue que pour une arthroplastie conventionnelle. De plus les difficultés techniques et la courbe d'apprentissage seront plus grandes.

En ce qui concerne le resurfaçage, il y a un manque d'études comparant les résultats de la chirurgie "mini-invasive" avec ceux de la chirurgie conventionnelle. Mont et al,(67) ont comparé les résultats de l'approche latérale directe (Hardinge) effectuée dans un groupe de 25 patients avec une incision de moins de 15 cm (groupe "mini-invasif") avec ceux d'un groupe de 25 patients chez lesquels une incision classique de plus de 16 cm a été utilisée (par le même chirurgien). Les auteurs ont constaté moins de perte de sang peropératoire (566 ml vs 683 ml) et de meilleurs résultats à court terme sur l'échelle de Harris dans le groupe courte incision. Néanmoins, à long terme les résultats étaient semblables de même que pour la position des implants. La conclusion de ces auteurs était qu'une courte incision est également une option pour un resurfaçage de la hanche (67). En ce qui concerne la voie d'abord postérieure«mini-invasive », un seul article, de McMinn et al (68) a été publié. Il s'agit d'une série rétrospective de 232 patients opérés avec une incision de 11,8 cm en moyenne. Les résultats de cette série indiquent que le temps opératoire et le placement des composants sont similaires, alors que la

douleur immédiate est moins intense, que le séjour à l'hôpital est plus court et la récupération plus rapide. Les auteurs indiquent que la technique a une courbe d'apprentissage importante, étant donné que dans une série antérieure de 114 prothèses il y avait eu 2 échecs dus à un mauvais positionnement des composants(68).

En résumé, dans le resurfaçage la meilleure alternative est probablement de réduire la longueur des incisions d'une manière progressive jusqu'à une limite raisonnable. Cependant, le chirurgien doit toujours être prêt à étendre la taille de l'incision, en cas de nécessité.

2.3 Quelle voie d'abord recommandent les études ?

Il y a très peu d'études qui comparent les différentes approches chirurgicales. McBryde et al, (62) de Birmingham, ont réalisé une étude rétrospective comparant voies d'abord postérieures et directes latérales (Hardinge). Ils ont utilisé 774 prothèses de resurfaçage implantées par voie postérieure par un seul chirurgien et 135 implantées à travers une approche directe latérale par un autre chirurgien. Les deux groupes étaient homogènes en termes d'âge et le sexe. Aucune différence n'a été trouvée à 5 ans de suivi (2-10 ans) entre les deux groupes en ce qui concerne les complications, le taux de révision et la survie des implants (97,9 vs 97,2% à 8 ans). Les auteurs ont conclu que, même si l'approche postérieure pourrait être considéré comme plus dommageable pour la vascularisation de la tête fémorale, cet effet n'était pas significatif, soit parce qu'il était transitoire, supplée par la circulation intra-osseuse plus importante chez les patients arthrosiques soit parce que les mêmes lésions vasculaires étaient provoquées lorsque l'alésoir fémoral était utilisé. La conclusion de cette étude est que les concepteurs des générations actuelles de prothèses de resurfaçage continuent de recommander

l'approche postérieure, bien que l'approche directe latérale peut être tout aussi efficace si elle est effectuée par des chirurgiens expérimentés.

Une autre étude(69) s'est attaché à la difficulté technique inhérente à chacune des 2 approches (postérieure et latérale directe) en analysant comparativement la précision de placement des composants. Dans l'étude, un même chirurgien effectuait 41 arthroplasties de resurfaçage par voie postérieure et 23 grâce à une approche directe latérale. Les auteurs n'ont trouvé aucune différence en termes d'orientation du composant fémoral entre les deux groupes. Toutefois, le composant acétabulaire était plus horizontal (37,5 °) avec la voie d'abord postérieure que dans l'approche directe latérale (43 °). Comme l'orientation permise par la voie d'abord postérieure est la plus physiologique des deux, les concepteurs du système BHR continuent de recommander cette dernière. En un mot, les données disponibles à l'heure actuelle sont insuffisantes pour recommander une approche chirurgicale par rapport à une autre. Toutes ont leurs avantages et inconvénients (Tableau 1).

Tableau 1 Avantages et inconvénients des différentes voies d'abord habituellement utilisées pour un resurfaçage de hanche(56).

Voie d'abord	Qualité d'exposition	Vascularisation de la tête fémorale	Risques et dangers
Postérieure	Excellent	Perturbée	Neurapraxie nerf fémoral (écarteurs), lésions nerfs sciatique
Directe latérale	Très bon	Préservée	Faiblesse abducteurs
Tronchanterotomie conventionnelle	Excellent	Préservée ostéotomie extracapsulaire	si Pseudarthrose grand trochanter, bris de matériel
Trochanterotomie modifiée Ganz	Excellent	Préservée	Pseudarthrose grand trochanter, bris de matériel, vis perdues
Antérieure	Bon	Préservée	Visualisation de l'acétabulum

2.4 Voie d'abord antérolatérale mini-invasive :

Depuis 2004, l'utilisation d'une voie d'abord antéro-latérale de type « Watson-Jones modifiée Rottinger mini-invasive » pour les resurfaçages de hanche(70-74) a été systématiquement appliquée par l'opérateur (Pr P Chiron) .

Il s'agit donc d'une voie d'abord qui passe en arrière du muscle tenseur du fascia lata et en avant des muscles gluteaux.

L'incision est réalisée sur une ligne allant de 2 cm sous la crête trochantérienne à l'épine iliaque antéro supérieure (EIAS). Elle s'étend du bord antérieur du grand trochanter vers l'EIAS sur 10 cm sans aller au-delà d'un point situé à 2 doigts au-dessous de l'EIAS afin de préserver la vascularisation et le pédicule nerveux du muscle tenseur du fascia lata. Après section et hémostase du tissu adipeux, la bandelette ilio-tibiale est identifiée et incisée sur toute la longueur dans l'axe de l'incision cutanée. Le niveau de l'ouverture médio-latérale de la bandelette est déterminé par la vision en transparence du corps du muscle tenseur du fascia lata. L'incision doit être faite latéralement par rapport à l'endroit du muscle où les fibres sont opaques et pâles. Il faut éviter de réaliser une approche trop antérieure ou trop latérale entraînant un passage soit à travers l'aponévrose du muscle tenseur du fascia lata ou à travers les muscles moyen et petit fessier. Le membre opéré est alors porté en flexion et rotation externe. Une digitoclasie est réalisée en distal près du grand trochanter permettant de trouver l'espace entre en avant le muscle tenseur du fascia lata et en arrière les muscles moyen et petit fessier. En règle générale, cet espace doit être recherché dans le bas de l'incision et en avant de la loge du muscle tenseur du fascia lata permettant de contourner les fibres des muscles moyen et petit fessier. Il faut éviter de passer entre les fibres où circule le pédicule fessier supérieur. Cet espace permet d'accéder au plan capsulaire.

Le plan capsulaire peut-être reconnu par la palpation de la partie antérieure du col du fémur et exposé grâce à la mise en place d'écarteurs contre-coudés à double courbure de part et d'autre

du col en position extra capsulaire. La capsule est reconnue par la graisse jaune qui l'enveloppe. Si un plan musculaire recouvre la capsule, il faut replacer les écarteurs. La dissection de l'espace vers le haut doit s'arrêter au-dessus du tendon réfléchi du muscle droit fémoral sans toutefois atteindre l'EIAS afin d'éviter une lésion du nerf du muscle tenseur du fascia lata venant du pédicule fessier dans le plan entre le moyen et petit fessier. Il est indispensable d'exposer la capsule en extra articulaire. Il faut dissocier la capsule antérieure du tendon direct du droit fémoral, puis replacer l'écarteur contre-coudé entre la capsule et les tendons. En arrière, il est nécessaire de créer un espace avec une rugine entre la capsule, l'os iliaque et le muscle petit fessier afin d'exposer le tendon réfléchi du muscle droit fémoral. Un champ abdominal est poussé dans l'espace pour libérer la place de la tête fémorale qui sera luxée en arrière et en haut, au-dessus de l'échancrure sciatique, lors de l'exposition du cotyle. La capsule est incisée le long de l'axe du col fémoral de la ligne inter trochantérienne à l'acétabulum. Puis, une incision la plus longue possible de latéral en médial est réalisé au niveau de la ligne inter trochantérienne et de la région péri acétabulaire afin d'ouvrir la capsule comme un livre. Cette capsule épaisse doit être suspendue à un fil afin d'éviter son interposition lors de la mise en place de l'insert acétabulaire. Les écarteurs sont remplacés par la suite en intra articulaire.



Figure 6 Exposition de la tête fémorale; l'écarteur du haut récline le muscle moyen fessier et la capsule antéro-externe; l'écarteur du bas récline le muscle tenseur du fascia lata et la capsule postéro-interne.

La luxation antérieure est difficile. Une préparation est nécessaire et comprend : l'ablation des ostéophytes acétabulaires antérieurs et supérieurs au ciseau à frapper, une section large de la capsule de latéral en médial et une section du ligament rond est indispensable. Un ciseau courbe spécifique dérivé du ciseau de Moore a été conçu pour ce dernier geste. Présenter une photo de ce ciseau Il est placé en avant et en bas de la tête fémorale entre le fond de l'acétabulum et la face postérieure de la tête fémorale, la hanche placée en extension, adduction et rotation externe. Le ligament rond est alors sectionné en poussant le ciseau par des coups de marteau. La luxation est alors réalisée. L'opérateur exerce un mouvement d'ascension du col fémoral en plaçant le crochet de Lambotte sous le col du fémur pendant que l'aide portant un sac ventral y place le membre inférieur et réalise un mouvement d'adduction et rotation externe de ce dernier.

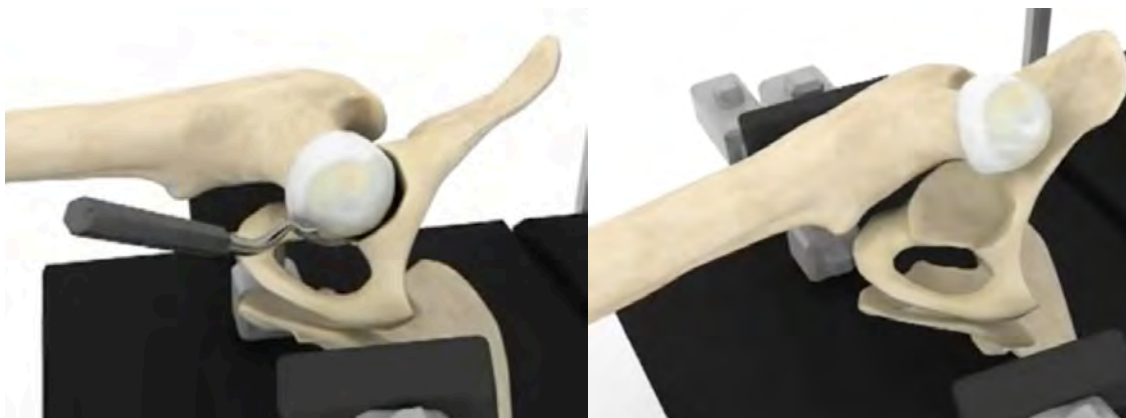


Figure 7 Luxation de la hanche.

Une fois la hanche luxée, le membre inférieur est positionné en flexion et rotation externe. Pour ce faire, la jambe passe de l'arrière vers l'avant de la table. Le fémur est poussé afin de faire passer la tête fémorale dans l'espace créé au préalable au-dessus et en arrière de l'acétabulum. Un mouvement de compression dans l'axe du fémur est réalisé afin de placer la tête fémorale dans cet espace. Le membre inférieur est en position de flexion et rotation externe.

L'exposition de l'acétabulum est obtenue en plaçant un écarteur contre-coudé au niveau du mur postérieur de l'acétabulum dans la concavité du col. Un autre est placé dans la partie la plus basse du mur antérieur. La capsule est sectionnée en bas afin de faciliter la translation postérieure de la tête fémorale.

L'exposition fémorale est obtenue en positionnant le fémur en extension rotation externe et adduction afin de présenter la tête fémorale face à l'incision dans l'espace inter musculaire créé. Des écarteurs sont placés afin de présenter la tête sans léser les muscles. L'aide doit placer le membre en rotation externe et surtout adduction forcée pendant tout ce temps opératoire.

Après mise en place des implants (cf ci-dessous), La réduction est réalisé par un mouvement de traction dans l'axe du fémur et flexion de hanche sans abduction. C'est l'association conjointe de ces deux mouvements qui permettra une réduction simple. La fermeture se réalise plan par plan après mise en place d'un drain basse pression.

3 TEMPS FEMORAL :

3.1 Mise en place de la broche :

3.1.1 Technique conventionnelle :

Il existe de très nombreux instruments ancillaires pour le positionnement de la cupule fémorale : les plus couramment utilisés ont été développés par les concepteurs de l'implant



Figure 8 Ancillaire de visée conventionnel pour implant BHR(1)

BHR (Dr D.W.McMinn et Dr R.B.Treacy). L'utilisation de leur ancillaire original nécessite une planification sur des radiographies du bassin de face calibrées comme décrit précédemment. Mais elle nécessite également de réaliser des voies d'abord étendues permettant d'accéder à la face latérale du grand trochanter. La première étape consiste à repérer le sommet du grand trochanter. Une pointe est alors insérée à la face latérale du grand trochanter à la distance mesurée, lors de la planification, depuis le sommet du grand trochanter. Lorsque la pointe a franchi la première corticale, elle est ensuite orientée vers la tête fémorale.



Figure 9 Mise en place de la pointe de fixation de l'ancillaire(1)

La pointe permettra alors de donner le bon alignement dans le plan frontal (valgus-varus). Le chirurgien accroche ensuite le bras le plus long de l'ancillaire à la pointe et l'aide opératoire expose alors la tête fémorale dans l'incision. Le chirurgien doit s'assurer au préalable que l'ancillaire a été montée correctement et que le stylet a été positionné à la bonne taille du composant fémoral. Le chirurgien dévisse alors les vis de blocage du bras long et du stylet. Il avance ensuite la barre canulée vers la tête fémorale et passe le stylet tout autour de la tête fémorale. La barre canulée reste ensuite au sommet de la tête fémorale et le stylet est positionné au niveau du col fémoral.



Figure 10 Positionnement de l'ancillaire de visée(1)

Sur cette vue postérieure on peut voir que l'alignement en varus-valgus est réglé. Il faut dès lors être vigilant à ce qu'il n'y ait pas de rotation à ce niveau lors de l'alignement dans le plan latéral au risque d'induire une modification non voulue du positionnement du guide en valgus ou varus.



Figure 11 Alignement de l'ancillaire dans le plan frontal(1)

Le stylet est positionné à 90° par rapport au bras long afin de préparer l'alignement dans le plan latéral. La vis de blocage du système d'ajustement du bras long est déverrouillée.

Il faut alors régler l'alignement dans le plan latéral.



Figure 12 Réglage du positionnement dans le plan sagittal(1)

Si l'alignement n'est pas correct la broche guide pourra sortir soit en avant soit en arrière du col fémoral.



Figure 13 Exemples de mauvais alignement(1)

Une fois la position optimale établie la vis de blocage est verrouillée. Les dents de l'extrémité de la barre canulée sont enfoncées dans la tête fémorale et la broche guide est introduite.



Figure 14 Mise en place de la broche(1)

La barre canulée et le stylet sont alors laissés en place pour contrôler le bon positionnement de la broche grâce à trois manœuvres de vérification : premièrement le stylet doit pouvoir faire le tour du col fémoral.

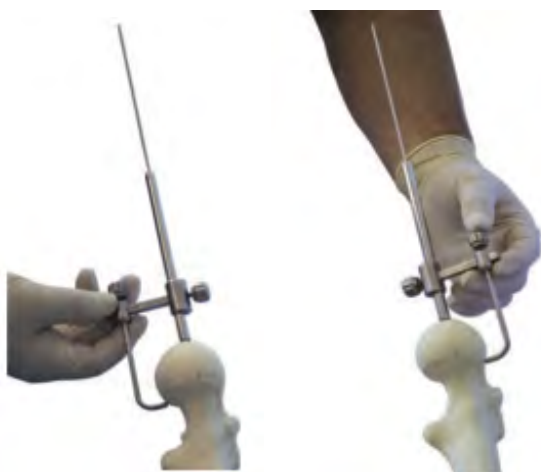


Figure 15 Contrôle du positionnement avec le stylet(1)

Deuxièmement l'offset antéro-supérieur tête-col après resurfaçage doit être égal à l'offset tête-col normal. Enfin le stylet doit pouvoir faire le tour de la tête fémorale en touchant celle-ci.

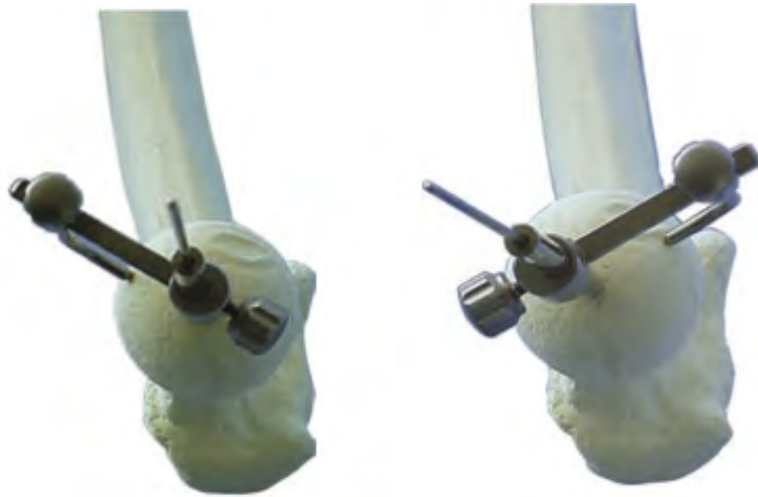


Figure 16 Contrôle du positionnement avec le stylet(1)

Il est toutefois fréquent de réséquer plus d'os à la partie postéro-inférieure de la périphérie de la tête fémorale qu'à la partie antéro-supérieure. Bien sûr l'utilisation de cet ancillaire et ces contrôles deviennent très difficiles lors de déformations importantes de la tête fémorale comme dans les épiphysiolyse.

Afin de réaliser des incisions moins importantes les concepteurs ont développé un ancillaire similaire mais avec un bras long plus court permettant de positionner la pointe à la face postérieure du fémur sur la crête inter trochantérienne.



Figure 17 Ancillaire à bras court(1)

Le chirurgien reporte alors la distance mesurée depuis le sommet du petit trochanter lors de sa planification pour bien positionner la pointe.



Figure 18 Mise en place de l'ancillaire à bras court(1)

3.1.2 Autres techniques :

3.1.2.1 Navigation :

Plusieurs systèmes de navigation ont été développés afin d'améliorer la précision et la reproductibilité du positionnement de l'implant fémoral : VectorVision hip SR 1.0 system (BrainLab, Helmstetten Germany) (75), computer-assisted navigation system Ci Software for the DePuy ASR System (DePuy, Leeds, England)(76-78) et Wayfinder system (Acrobot Co Ltd, London, UK)(79). Ce dernier est le seul système basé sur une imagerie tomodensitométrique préopératoire.

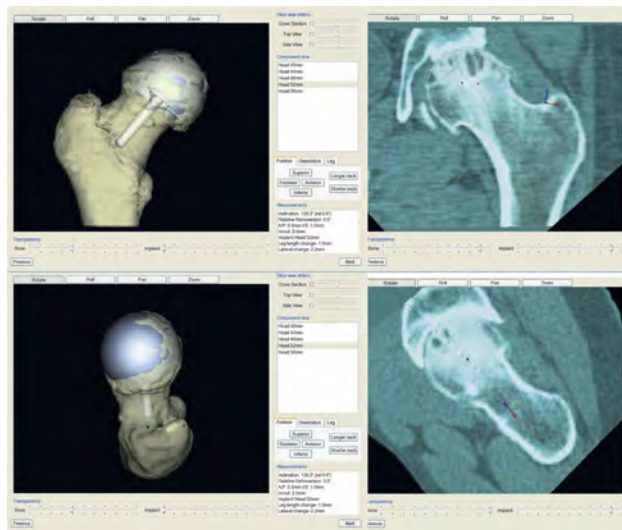


Figure 19 Navigation à partir d'une planification TDM(78)

Tous ont en commun la mise en place première d'un « corps rigide » dans le petit trochanter à laquelle est rattachée l'unité optique. Le centre de rotation de la tête fémorale est ensuite calculé en faisant pivoter le fémur. Puis à l'aide du pointeur de navigation sont repérés les points suivants : épicondyles médial et latéral, sommet du grand trochanter, fossette du muscle piriforme. De nombreux points sur la tête fémorale et le col sont également acquis.

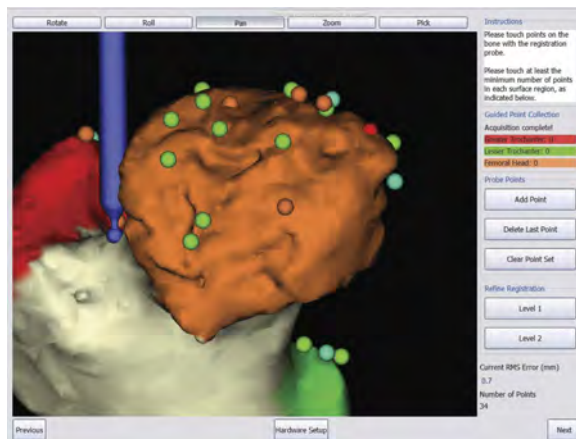


Figure 20 Choix des points de modélisation(78)

Puis le chirurgien choisit ensuite sur son écran de navigation la position qu'il souhaite donner à l'implant.

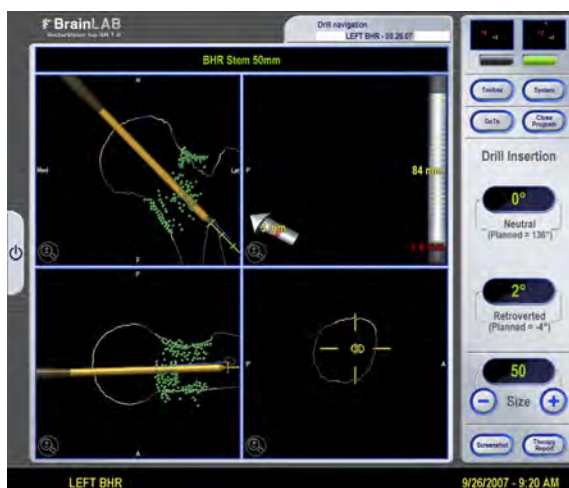


Figure 21 Contrôle en temps réel du positionnement de la broche(80)

Puis la broche guide est introduite à travers la tête fémorale et le col en utilisant une tige guide naviguée.

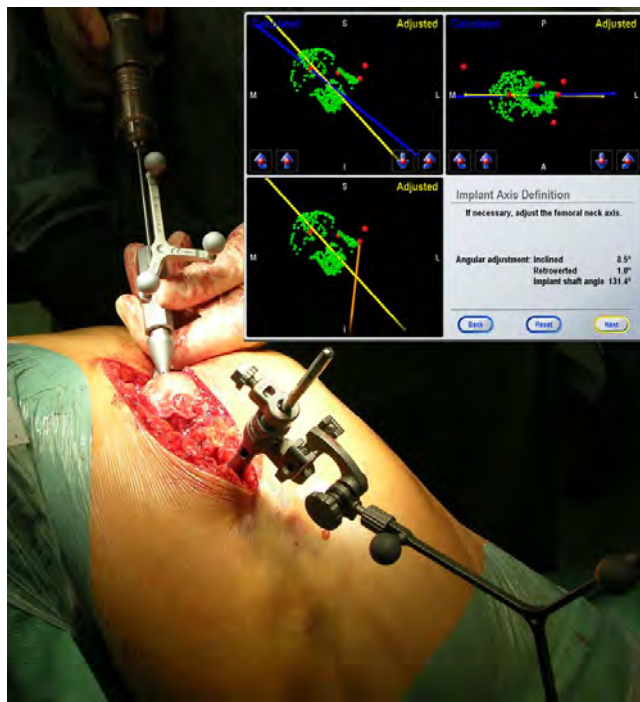


Figure 22 Contrôle en temps réel du positionnement de la broche(80)

Une fois l'implant définitif mis en place le chirurgien peut contrôler la position de celui-ci à l'aide d'un instrument spécifique.



Figure 23 Contrôle en définitif du positionnement de la broche(80)

3.1.2.2 Guides sur-mesures :

Récemment le concept de guide-broche sur-mesure réalisé à partir d'une planification sur reconstruction tridimensionnelle d'une tomodensitométrie du fémur, s'est développé(81). Il s'agit là encore d'outils en cours de développement qui doivent faire l'objet d'étude clinique à grande échelle pour pouvoir être validés. A partir d'une imagerie tomodensitométrique, il est possible d'obtenir une reconstruction 3D du fémur(82).

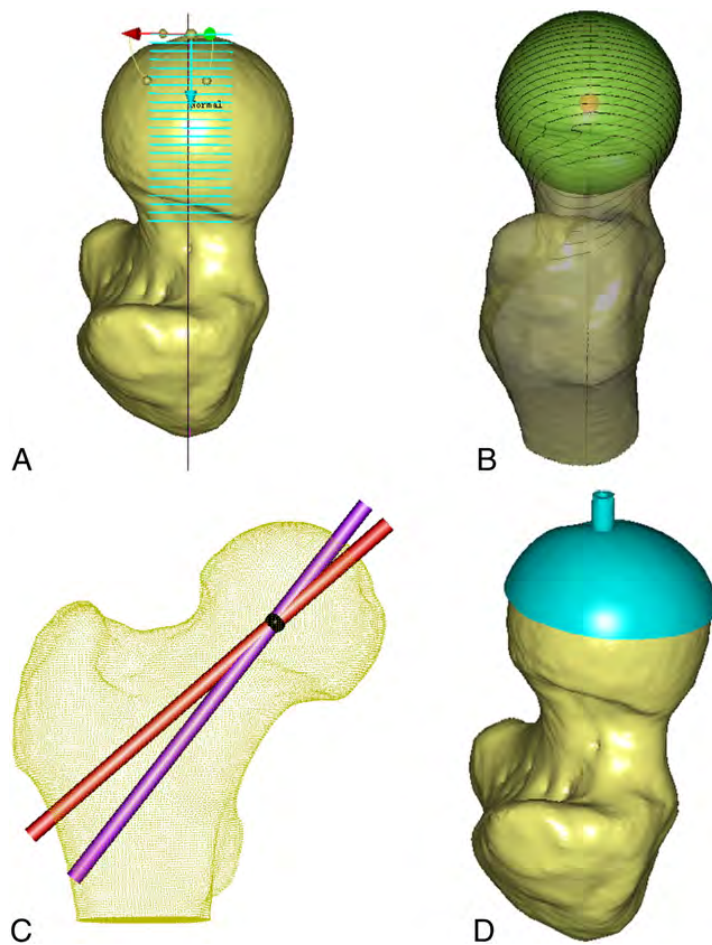


Figure 24 Guide de coupe sur mesure réalisé à partir d'une TDM(82)

Les concepteurs ont ainsi développé des logiciels afin de planifier sur ces reconstructions le positionnement idéal de l'implant fémoral. A partir de ces planifications il est possible de produire un guide broche sur mesure venant s'adapter de manière anatomique sur les reliefs osseux du patient(83).

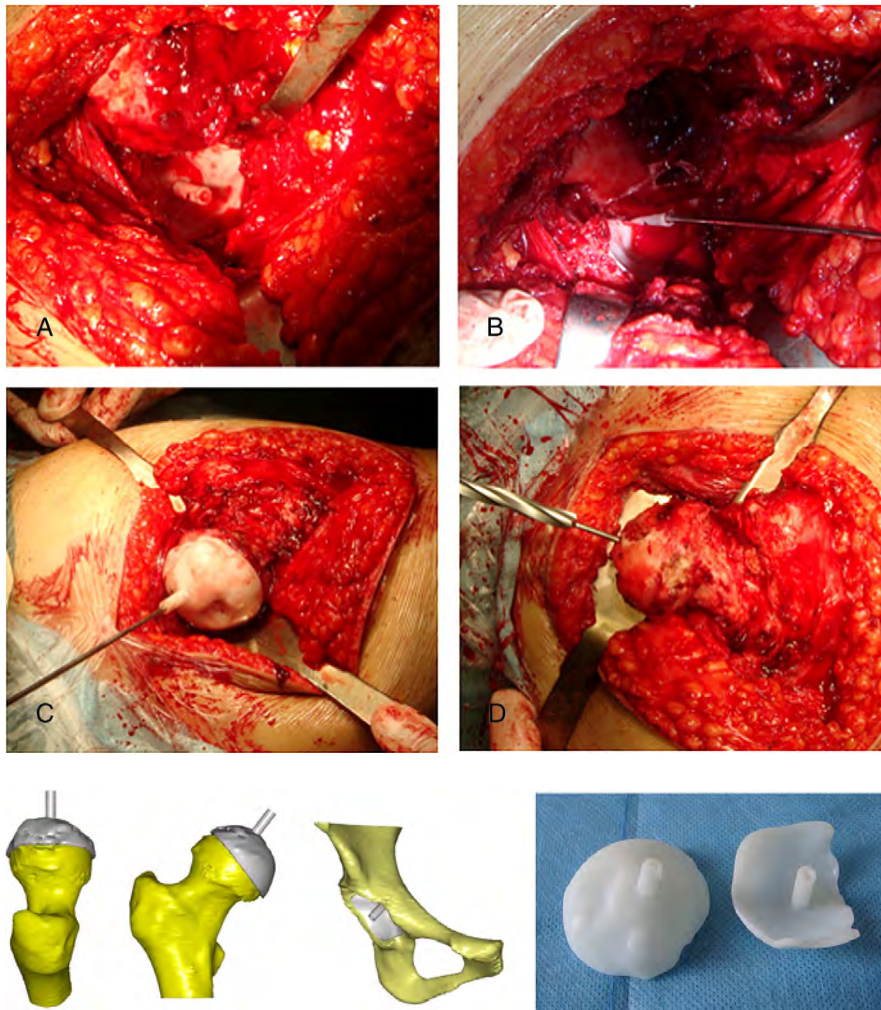


Figure 25 Vues peropératoires et schémas de guides de coupe sur mesure(83)

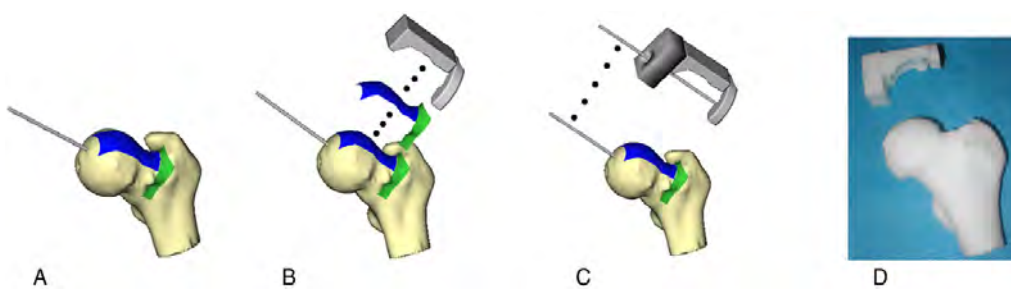


Figure 26 Schémas de guides de coupe sur mesure(83)

3.1.3 Technique du service

En 2005 (84) une technique innovante de positionnement de la cupule fémorale guidée par amplificateur de brillance et indépendante de la voie d'abord choisie, qu'elle soit antérieure ou postérieure a été mise au point . Le déroulement pré et per opératoire sont décrits dans les lignes qui suivent

La planification est faite pour obtenir implant centré de profil dans l'axe du col et en valgus de moins de 10° de face avec une tige parallèle au système trabéculaire longitudinal, en évitant un effet d'encoche de la corticale supéro-externe du col . Le bon positionnement de la cupule est apprécié sur une radiographie de face en rotation interne de 10° et sur une radiographie de profil en flexion de hanche à 45° , abduction 45° , rotation externe 30° (85). L'axe de la tige est prolongé en bas et en haut afin de préfigurer le trajet de la broche de guidage. Le point de pénétration sur la face latérale de l'extrémité supérieure du fémur est repéré par rapport au petit trochanter (milieu - bas - au-dessous). Le point de sortie de la broche au niveau de la partie supérieure de la tête est également repéré.



Figure 27 Installation du patient

Le patient est installé en décubitus latéral, un amplificateur de brillance positionné perpendiculaire au malade par en-dessus. Dans cette configuration, il est possible d'obtenir

une vision du col du fémur de face en rotation interne du membre de 10° et de profil en flexion 45°, abduction 45°, rotation externe 30°, sans déplacer l'amplificateur de brillance (Fig. 27). Le point d'entrée de la broche planifié est repéré à l'amplificateur de brillance de face et profil grâce à un repère métallique. L'incision à la peau se faisait 2 centimètres au-dessous du point repéré pour la pénétration de la broche et au milieu du fémur en antéro-postérieur, repéré par des repères externes. Une incision dans l'axe du fémur de 1 centimètre est effectuée. Les parties molles sont dissociées à la pince à hémostase jusqu'à obtenir le contact avec le fémur. L'orifice de pénétration oblique dans l'axe du col est méché à 4,5mm, sous contrôles scopiques successifs de face et profil en mobilisant le membre, selon la direction choisie lors de la planification. L'os sous-chondral de la tête est traversé et la mèche remplacée par la broche de guidage. Guidée par cette broche, une mèche perforée correspondant au diamètre de la barre de guidage du matériel à utiliser, permet de faire un tunnel de guidage selon l'axe désiré. La traversée de l'os sous-chondral et du cartilage est contrôlée sur la face et le profil.

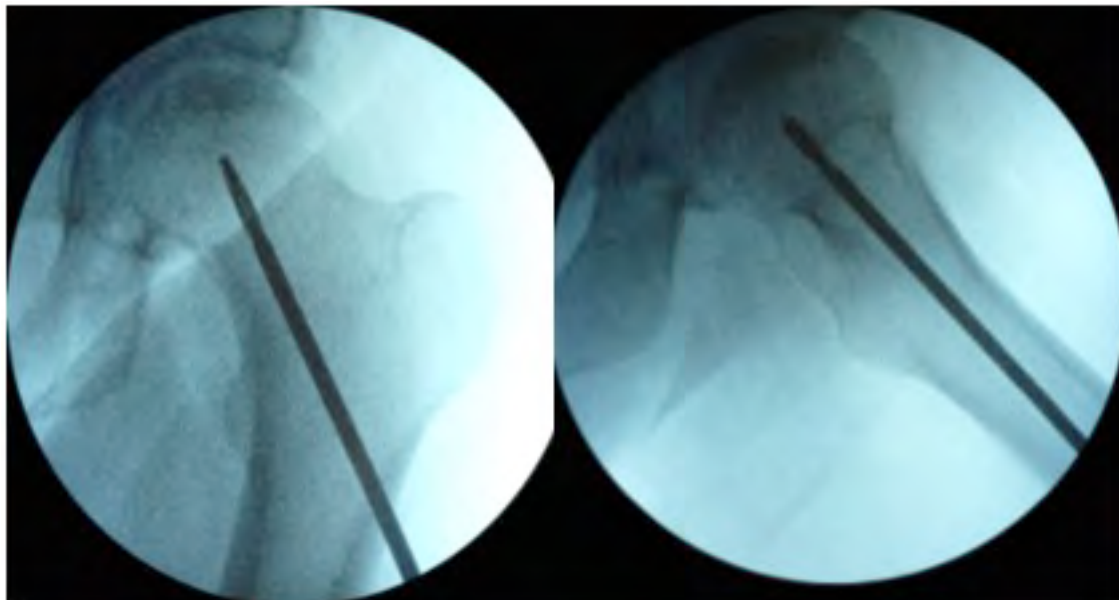


Figure 28 Méchage du col fémoral dans l'axe d'orientation souhaitée de face et de profil pour le futur implant

Quelle que soit la voie d'abord utilisée, il est possible après luxation de la hanche de positionner la barre de guidage du cylindre, de la fraise à aplanir et de la fraise à chantourner, sans nouveau contrôle radioscopique, ni navigation, ni matériel de visée spécifique.

3.1.4 Validation de la technique :

Cette technique originale se devait d'être validée par une étude clinique afin de savoir si celle-ci permettait de positionner correctement l'implant fémoral. L'hypothèse selon laquelle ce positionnement de l'implant fémoral décidé lors de la planification était reproductible et précise en per opératoire a été émise.

3.1.4.1 MATERIEL et METHODES

a. Matériel

Entre 2003 et 2011 une étude prospective mono-opérateur a pu rassembler 160 cas de resurfaçages de hanche (Durom Zimmer et BHR Smith&Nephew), réalisés de manière consécutive, incluant la courbe d'apprentissage.

Les critères d'inclusion étaient:

- des patients présentant une coxarthrose primitive ou secondaire, quelle que soit l'étiologie, ou une ostéonécrose aseptique de volume inférieur à 30% de la tête fémorale ;
- d'âge inférieur à 65 ans pour les hommes et inférieur à 60 ans pour les femmes ;
- sans anomalies morphologiques majeures de l'extrémité supérieure du fémur ou de l'acétabulum, avec une bonne qualité osseuse ; et sans antécédent d'allergie notamment au nickel. Les femmes en âge de procréer étaient également exclues.

L'âge moyen des patients au moment de la chirurgie était de 45,53 ans +/- 8,95 ans avec un âge minimum de 17 ans et maximum de 69 ans. Les patients opérés étaient principalement des hommes avec un ratio homme-femme de 7-1 (86).

Les étiologies étaient dans 76,8% des cas (123 patients) une coxarthrose : primitive dans 58,6% (72 patients), secondaire post épiphysiolyse dans 27,6% (34 patients), secondaire sur conflit fémoro-acétabulaire dans 13,8% (17 patients) ; une ostéonécrose aseptique de la tête fémorale, dans 23,2% des cas (37 patients).

b. Technique chirurgicale : cf chapitre précédent

c. Méthodes

Evaluation radiologique:

Trois observateurs indépendants (NR,DA,EC) ont analysé en aveugle, de manière randomisée, et à deux reprises, à 15 jours d'intervalle, les radiographies préopératoires, la planification préopératoire et le positionnement post-opératoire sur des clichés numériques, à l'aide du logiciel OsiriX (87).

Tous les paramètres radiologiques étaient étudiés à l'aide de ce logiciel (87), après calibration sur des radiographies numériques du bassin de face hanche en rotation interne de 20°, et sur des radiographies de hanches de profil de type F45-45-30.

Les critères stricts de bonne qualité radiographique étaient exigés et recherchés avant toute analyse coxométrique car une modification rotationnelle minime est à l'origine de différences de mesure majeures (88). En plus des critères subjectifs de qualité que sont la symétrie apparente des trous obturateurs et des ailes iliaques(33,89), ont été recherché sur les radiographies de face les critères objectifs permettant de s'assurer que la rotation pelvienne (alignement entre la pointe coccygienne et la symphyse pubienne +/- 1 cm) et la version pelvienne (distance entre pointe coccygienne et symphyse pubienne entre 1 et 3 cm) fussent neutres(37,88-92). La rotation interne fémorale de 20 ° était validée si la base du petit trochanter n'était pas visible et qu'elle était barrée par la corticale interne de la diaphyse fémorale(93).

Sur les radiographies et les planifications préopératoires, les paramètres étudiés étaient: l'angle cervico-diaphysaire (NSA), l'angle tige de l'implant-diaphyse planifié(planSSA) , l'angle d'antéversion de la tige de l'implant par rapport à l'axe du col.

Sur les radiographies post-opératoires les paramètres étudiés étaient: l'angle tige-diaphyse (SSA); l'offset supérieur et inférieur dont le rapport permettait d'évaluer le centrage de l'implant de face; l'angle d'antéversion de la tige de l'implant par rapport à l'axe du col; l'offset antérieur et postérieur dont le rapport permettait d'évaluer le centrage de l'implant de profil; la présence de notching/encoche de la partie supéro-externe du col fémoral; la distance entre les lignes parallèles à la ligne des U radiologiques et passant par les centres des têtes fémorales saine et opérée permettant d'apprécier l'allongement (22,94,95). (Fig. 29 et Fig. 30) Afin de vérifier l'hypothèse de départ, 2 objectifs principaux ont été définis :

- Etudier le bon positionnement des implants fémoraux avec les critères suivants:
 - implant en valgus ($<10^{\circ}$) de face avec une tige parallèle au système trabéculaire longitudinal,
 - sans effet notching au niveau de la corticale supéro-externe du col,
 - centrée de profil dans l'axe du col,
 - absence d'inégalité de longueur.
- Etudier la précision et la fiabilité de la technique avec comme critère de jugement principal la mise en évidence d'une différence de positionnement de l'implant fémoral par rapport à la planification préopératoire, sur des radiographies de face et de profil:
 - inférieure à 2° pour l'angle SSA évaluant l'orientation de l'implant de face et
 - inférieure à 1° pour l'angle d'antéversion de l'implant fémoral

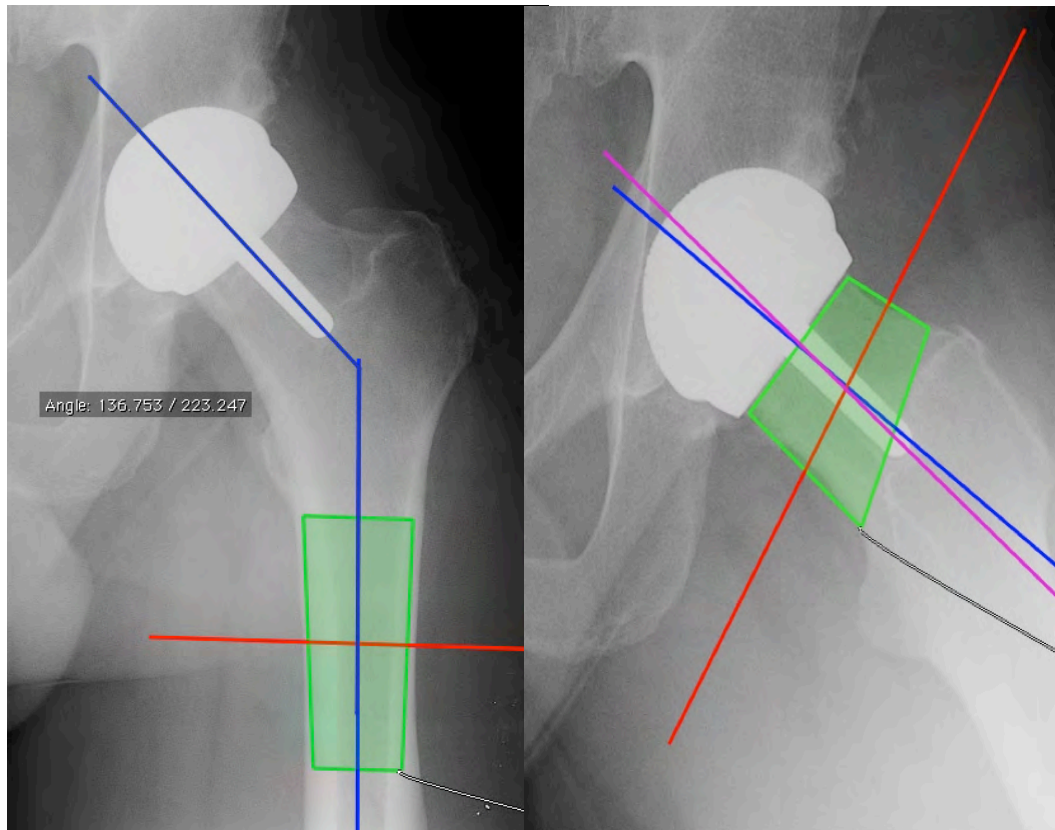


Figure 29 Mesure des angles SSA et de l'angle d'anteversion de l'implant fémoral. La méthode de détermination des axes par trapèze était utilisée

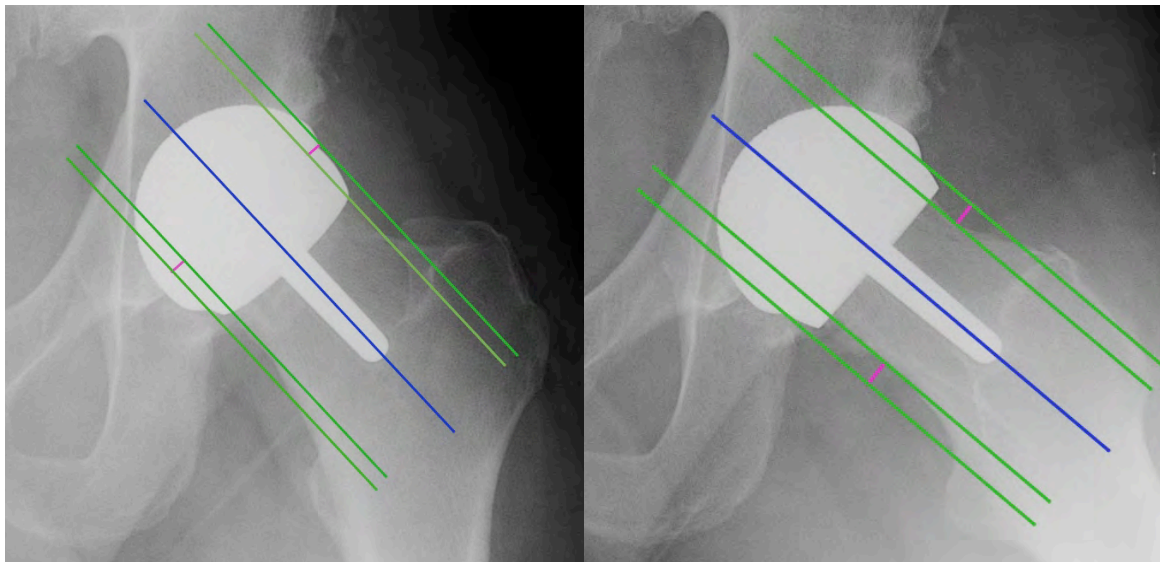


Figure 30 Mesures des offsets verticaux et horizontaux. Une première ligne est tracée passant par l'axe du col puis une deuxième parallèle et tangente à un bord du col et une troisième parallèle et tangente au bord externe de l'implant fémoral. La distance entre ces 2 dernières lignes correspond à l'offset.

Evaluation clinique:

La durée totale de l'intervention la durée de la mise en place de la tige guide, le temps de scopie était relevés pour chaque intervention en secondes afin d'apprécier l'irradiation des patients. Les échecs de la techniques, de même que les complications durant la procédure étaient relevés.

d. Analyse statistique:

La distribution gaussienne des variables continues (paramètres radiologiques préopératoires, post-opératoires, durée opératoire, durée de la procédure) était vérifié à l'aide du Test de Shapiro-Wilk (96) et l'égalité des variances à l'aide du Test F de Fisher et du test de Levene(13,97) pour vérifier la condition d'homoscédasticité nécessaire à la réalisation de tests paramétriques.

Les paramètres radiologiques post-opératoires tels que l'angle SSA, l'angle d'antéversion, les rapports d'offset étaient comparés aux mesures préopératoires à l'aide de test paramétriques t test de Student. Les différences en valeur absolue, entre ces variables pré et post opératoires étaient calculées et présentées en degrés +/- déviation standard et avec entre parenthèses l'intervalle de confiance à 95%.

Les paramètres radiologiques post-opératoires étaient comparés aux paramètres radiologiques de la planification préopératoire par un t test de Student apparié, avec comme hypothèse nulle: $H_0 = \text{SSA} - \text{planSSA} < 2^\circ$ et $H_0 = \text{angle d'antéversion} - \text{angle d'antéversion planifiée} < 1^\circ$.

Les paramètres radiologiques des 20 premiers resurfaçages étaient comparés au reste de la série à l'aide de T test de Student apparié afin d'étudier la courbe d'apprentissage de la technique.

Les résultats étaient statistiquement significatifs pour un p-value $< 0,05$ et un ICC $> 95\%$.

Pour vérifier la validité des mesures en intraobservateur, nous avons réalisé des matrices de corrélation avec des tests de corrélation de Pearson. Ces tests étaient interprétés selon les recommandations de Landis et Koch et permettaient d'apprécier la force de corrélation (entre -1 et +1) entre deux mesures métriques et leur significativité. Nous avons réalisé un test F de Fisher (analyse de la variance) pour vérifier qu'il n'existe pas de différences significatives entre les résultats obtenus pour chaque observateur et ainsi étudier la reproductibilité interobservateur(9,98).

L'analyse statistique était réalisée à l'aide du logiciel XLSTAT® (Addinsoft, London, UK).

3.1.4.2 RESULTATS

a. Positionnement de l'implant fémoral

En comparaison à l'angle cervico-diaphysaire préopératoire NSA, la valeur de l'angle tige de l'implant-diaphyse SSA postopératoire présentait une augmentation de $7,816^{\circ} \pm 4,85$ (5,29-10,34) ($p < 0,001$). L'intégralité des implants était positionnée en valgus et avec un valgus toujours inférieur à 11° .

L'angle d'antéversion de l'implant par rapport à l'axe du col était en moyenne de $1,98^{\circ} \pm 1,68$ (1,43-2,55) ($p < 0,001$). Tous les implants ont été positionnés en position neutre ou antéversée avec une valeur minimale de l'angle de 0° et max de 5° .

Le rapport d'offset vertical était en moyenne de $0,90 \pm 0,44$ (0,76-1,05) ($p < 0,001$). Le rapport d'offset horizontal était en moyenne de $0,92 \pm 0,28$ (0,82-1,01) ($p < 0,001$). Aucun des implants ne réalisaient d'effet notching supéro-externe ou antéroexterne. L'allongement moyen était de 1,5mm (-6 ; +8,5) ($p < 0,001$).

b. Précision de la technique

La comparaison entre les mesures postopératoires de l'angle SSA et l'angle SSA planifié montrait une différence en moyenne de $1,41^{\circ} \pm 1,3$ (0,12-1,87) ($p < 0,019$) (Fig. 31). La

précision de la technique de positionnement de l'implant permettait un positionnement de l'implant de face avec un risque d'erreur inférieur à 2° avec $p < 0,019$.

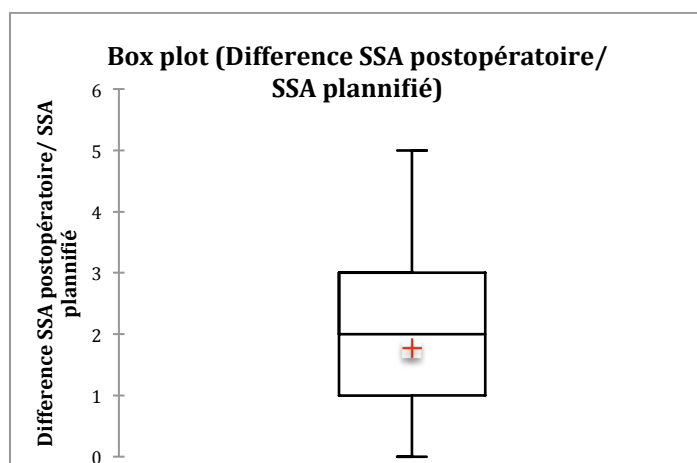


Figure 31 Différence SSA postopératoire/ SSA planifié

La différence entre l'angle d'antéversion de l'implant postopératoire et l'angle d'antéversion planifié était en moyenne de $0,805^\circ \pm 0,695$ (0,01-0,98) ($p < 0,047$). Le risque d'erreur de positionnement de profil était inférieur à 1° avec $p < 0,047$.

c. Courbe apprentissage (Tableau 2)

Il n'existait pas de différence statistiquement significative entre les valeurs des paramètres radiologiques des 20 premiers resurfaçages et ceux du reste de la série.

Tableau 2 Etude courbe d'apprentissage

	20 premiers	Reste de la série	Différence
NSA-SSA	$7,4^\circ \pm 4,6^\circ$	$7,8^\circ \pm 4,8^\circ$	$0,6^\circ$ $p < 0,23$
Anteversion	$2,0^\circ \pm 1,3^\circ$	$1,96^\circ \pm 1,6^\circ$	$0,04^\circ$ $p < 0,46$
Rapport d'offset vertical	$0,89 \pm 0,45$	$0,90 \pm 0,44$	$0,01$ $p < 0,17$
Rapport d'offset horizontal	$0,91 \pm 0,26$	$0,92 \pm 0,28$	$0,01$ $p < 0,17$

d. Reproductibilité intra et inter observateur (Fig. 32)

La reproductibilité inter observateur était très bonne puisque pour l'ensemble des paramètres radiologiques le coefficient de corrélation de Pearson était supérieur à 0,85.

La reproductibilité intra observateur était très bonne avec des mesures du premier tour positivement et fortement corrélées avec celles du second tour d'observation. Pour l'angle SSA $r=0,991$ $p<0,01$; offset supérieur $r=0,872$ $p<0,01$; offset inférieur $r=0,976$ $p<0,01$; antéversion $r=0,993$ $p>0,01$; offset postérieur $0,943$ $p<0,01$. Seule la variable offset antérieur présente une corrélation moyenne et positive entre les deux tours d'observation avec $r=0,594$ et $p<0,054$. Pour l'observateur 2 et 3, toutes les corrélations sont fortes et positives entre les deux tours.

Tableau 3 Coefficient de corrélation de Pearson et valeur p correspondante pour l'évaluation de la reproductibilité intraobservateur.

		SSA	Offset >	Offset <	Anteversion	Offset antérieur	Offset postérieur
Obs 1	r	,991**	,872**	,976**	,993**	,594	,943**
	p	,000	,000	,000	,000	,054	,000
Obs 2	r	,965**	,754**	,965**	,942**	,923**	,975**
	p	,000	,007	,000	,000	,000	,000
Obs 3	r	,951**	,963**	,877**	,827**	,948**	,972**
	p	,000	,000	,000	,002	,000	,000
Moyenne	r	0,969	0,863	0,939	0,920	0,821	0,963

Le taux d'erreur intra observateur était le meilleur pour l'angle SSA et l'antéversion de l'implant fémoral et le moins bon pour l'offset postérieur et l'offset supérieur avec des résultats statistiquement significatifs uniquement pour ce dernier paramètre.

L'analyse de la reproductibilité inter observateur met également en avant une très bonne reproductibilité. Le test de Fisher (analyse de la variance) a permis de souligner qu'il n'existait pas de différences significatives entre les différents observateurs hormis pour la variable offset supérieur. Les différences de moyenne, pour cette variable, de l'observateur 1 (0,531), de l'observateur 2 (0,667) et de l'observateur 3 (0,459) sont significatives ($p = ,003$). Ce résultat se répète au second tour.

Tableau 4 Analyse de variance par test F de Fischer de la reproductibilité inter observateur.

		Premier tour						
		diametre implant femoral	SSA	Offset >	Offset <	Anteversion	Offset anterieur	Offset posterieur
Observateur 1	Moyenne	47,273	141,648	0,531	0,591	7,436	0,597	0,707
	Ecart-type	2,87	4,89	0,08	0,18	5,71	0,16	0,23
Observateur 2	Moyenne	47,273	141,011	0,667	0,655	8,551	0,659	0,770
	Ecart-type	2,87	4,83	0,18	0,24	5,26	0,22	0,24
Observateur 3	Moyenne	47,273	142,556	0,459	0,560	6,928	0,579	0,581
	Ecart-type	2,87	5,08	0,12	0,16	3,04	0,15	0,14
Total	Moyenne	47,273	141,738	0,552	0,602	7,638	0,612	0,686
	Ecart-type	2,78	4,82	0,16	0,20	4,71	0,18	0,22
		F	0,000	0,272	,673	,327	,595	2,318
		p	1,000	,763	,518	,724	,558	,116
		Significatif :	n.s.	sig.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
		Deuxième tour						
Observateur 1	Moyenne	47,273	141,869	0,551	0,603	7,161	0,544	0,800
	Ecart-type	2,87	4,59	0,09	0,19	5,25	0,22	0,32
Observateur 2	Moyenne	47,273	141,982	0,582	0,625	7,975	0,663	0,769
	Ecart-type	2,87	4,71	0,13	0,19	4,73	0,28	0,26
Observateur 3	Moyenne	47,273	142,759	0,447	0,579	6,032	0,620	0,679
	Ecart-type	2,87	5,03	0,13	0,15	3,63	0,20	0,19
Total	Moyenne	47,273	142,203	0,526	0,602	7,056	0,609	0,749
	Ecart-type	2,78	4,65	0,13	0,18	4,52	0,23	0,26
		F	0,000	,113	3,700	,179	,497	,644
		p	1,000	,893	,037	,837	,495	,532
		Significatif :	n.s.	sig.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

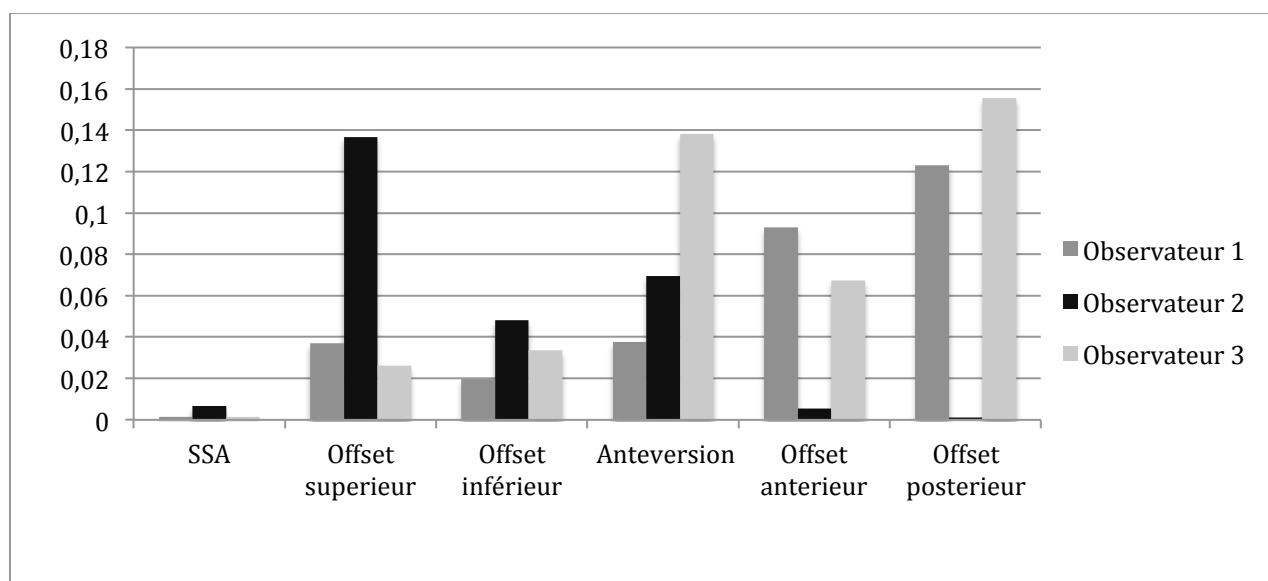


Figure 32 Taux d'erreur intra observateur entre les tours d'observation.

e. Critères secondaires

La durée moyenne de l'intervention était de 117,8 minutes +/- 19,6 minutes avec des extrêmes 70 et de 150 minutes. Le temps de positionnement de la tige était de 16,4 minutes +/- 7,4 minutes en moyenne (extrêmes 10 et 35 minutes).

Le temps de scopie moyen était de 20,1 sec +/- 10,9 (extrêmes 7 et 43 sec).

Aucune complication per opératoire liée à la technique, ni aucun échec n'ont été déplorés

3.1.4.3 DISCUSSION

Ainsi, les hypothèses de départ sont confirmées de manière statistiquement significative et permettent de valider la précision et la fiabilité de la technique pour le positionnement des implants fémoraux. Les résultats de cette étude mettent en avant la très bonne reproductibilité intra et inter observateur de la mesure des différents paramètres radiographiques permettant d'évaluer le positionnement d'un implant de resurfaçage. En effet pour la reproductibilité intra observateur, le coefficient de corrélation de Spearman r était quelques soient les

paramètres étudiés et quel que soit l'observateur en moyenne de 0,913 (min 0,754- max 0,993). L'étude inter observateur par l'analyse des variances a mis en avant une excellente reproductibilité puisque aucune différence significative n'a pu être mise en évidence mis à part pour la mesure de l'offset supérieur. Olsen et al retrouvent dans une étude s'intéressant à la reproductibilité de la mesure sur des clichés numérisés de l'angle cervico-diaphysaire et de l'angle SSA une très bonne reproductibilité intra et interobservateur pour la mesure de l'angle SSA avec un coefficient de corrélation intraclass de 0,86(14,92). Ces résultats sont en contradictions avec ceux d'autres études coxométriques comme celle de Clohisy et al.(14,91) D'une part, l'exigence d'un protocole d'étude sur la qualité des radiographies réalisées fournit une première explication. En effet la position du fémur , la version pelvienne, et la rotation pelvienne lors de la réalisation des radiographies sont autant de paramètres pouvant modifier les valeurs de la coxométrie(15,92). D'autre part, la précision de la méthode de mesure, sur des radiographies numérisées et calibrées à l'aide du logiciel Osirix, explique également la bonne reproductibilité des mesures radiographiques(13,16-20,87). En effet, très souvent les méthodes de mesure des angles SSA et de l'antéversion reposent sur la détermination du centre de la tête fémorale et de l'axe anatomique du fémur(10,11,21,56,99,100). La technique de détermination des axes par « trapèze » permet de s'affranchir de ces sources d'erreur. En effet tant le choix de l'axe mécanique que la détermination du centre de la tête fémorale d'autant plus qu'il existe une dysplasie, une épiphysiolyse ou une maladie de Legg-Perthes-Calvé sont des facteurs difficiles à déterminer.

Entre autre biais, cette étude n'évaluait pas la reproductibilité intra et inter opérateur. Cependant les résultats incluaient la courbe d'apprentissage. De plus les résultats des 20 premiers resurfaçages ont été comparés au reste de la série et n'ont pas montré de différence statistiquement significative. Autrement dit même lorsque l'opérateur était non entraîné, cette

technique donnait des résultats fiables et reproductibles. Ces résultats sont encouragés par ceux de Hurst et Millett qui ont publié leurs premiers résultats à propos d'une série de 20 cas comprenant donc uniquement leur courbe d'apprentissage, et qui sont également très bons(22,101).

De même l'évaluation du bon positionnement sur des radiographies standard était critiquable même si Olsen rapporte une bonne reproductibilité intra et extra- observateur de la mesure de l'angle SSA(23,92,102). En effet une évaluation tomodensitométrique tridimensionnelle eût été préférable pour apprécier précisément le bon positionnement des implants. Cependant les critères stricts de bonne qualité radiologique choisis ont permis une analyse des paramètres radiologiques avec une très bonne reproductibilité intra et inter observateur.

De nombreuses techniques ont été développées afin de raccourcir la courbe d'apprentissage des chirurgiens et d'améliorer la facilité et la précision de pose des implants fémoraux(24,103). Les travaux réalisés sur les systèmes de navigations "free- image" ou les systèmes basés sur la tomodensitométrie osseuse tendent à montrer une diminution de la courbe d'apprentissage et un meilleur positionnement des implants. Seyler et al dans une étude comparant la précision de mise en place des implants fémoraux en fonction de l'expérience du chirurgien retrouvent une précision moyenne par rapport à l'angle SSA planifié de 0,9 à 1,5° ($p < 0,17$)(25,78). Davis et al, dans une étude sur cadavre retrouvent une précision deux fois supérieure de la navigation par rapport à la technique conventionnelle(26,80). Ganapathi et Lavigne retrouvent une différence de positionnement avec la navigation inférieure à 1° par rapport à la planification dans une étude rétrospective comparant 51 hanches opérés avec navigation et 88 par la technique conventionnelle(12,27). Schnurr et al dans une étude rétrospective comparative retrouvent des résultats similaires(1,27,28,76). Ces résultats sont comparables à ceux de la technique présentée ici

voire dans certains cas meilleurs puisque une différence de 1,4° entre l'angle SSA planifié et l'angle SSA postopératoire a été observée. D'autres auteurs, Wirth et Gossé ou Hurst et Millett utilisent cette même technique et retrouvent également une meilleure précision de ce type de technique par rapport aux techniques conventionnelles sans pour autant l'objectiver de manière scientifique(29,101). En ce qui concerne les ancillaires de pose sur mesure, réalisés à partir d'une planification tridimensionnelle tomodensitométrique, ces systèmes sont actuellement en cours d'évaluation(40,81,83).

Par ailleurs la technique décrite ici présente comme avantage de permettre un positionnement de l'implant fémoral indépendant de la voie d'abord réalisée. En effet même si Myers, McBryde tendent à montrer que la voie d'abord modifie peu le positionnement de l'implant fémoral et sa survie, celle-ci joue un rôle capital dans la conservation de la vascularisation de la tête et du col fémoral(41,42,62,69,104). En effet celle-ci doit-être au maximum préservée, au vue de son possible rôle dans le risque de fracture du col après resurfaçage de hanche(41,42,104,105). La technique utilisée a pour avantage de permettre la réalisation d'une voie d'abord antérolatérale de type Watson-Jones mini-invasive qui permet une conservation optimale de la vascularisation osseuse en particuliers par rapport aux voies postérieures(42,54,71).

La durée moyenne de la procédure était de 16,4 minutes. En comparaison aux techniques de pose par navigation la durée est comparable(12,42,76,79). De même la durée moyenne totale de l'intervention était identique à celle des autres techniques. De plus l'irradiation des patients était très faible avec un temps moyen de scopie de 20,1sec.

Cette étude permet de valider une technique de positionnement des implants fémoraux de resurfaçage, à la fois simple et précise, indépendante de la voie d'abord réalisée, ne nécessitant pas de logistique matérielle lourde.

3.2 Préparation de la tête fémorale :

Lorsque la broche a été positionné, il faut réaliser le forage de la tête fémorale à l'aide d'une mèche canulée soit de dedans en dehors (technique conventionnelle) soit de dehors en dedans (technique développé dans le service). Puis la tige guide est introduite dans le canal ainsi créé. La fraise cylindrique correspondant à la taille de l'implant fémoral choisi est positionnée le long de cet axe. La tête du fémur est alésée jusqu'à la jonction tête col sans dépasser cette limite afin de ne pas réaliser de notching supérieur du col fémoral. Il est possible de positionner une cale de 1cm sur la tige guide afin de prévenir ce type de complication. Après réalisation du cylindre osseux, il convient d'enlever la totalité de l'os excédentaire autour de la tête fémorale. A cette étape il est possible de choisir la hauteur de la cupule : neutre, avec allongement ou raccourcissement en réséquant plus ou moins le sommet de la tête. Pour obtenir un réglage neutre, il suffit de réséquer une épaisseur du sommet de la tête correspondant au méplat supérieur de la cupule soit dans la plupart des cas un centimètre. La cale toujours positionnée sur la broche et tangentielle au sommet de la tête, permet de faire une marque sur la tête correspondant à une longueur de deux centimètres entre le sommet de la cale et cette marque. Cela correspond à une résection d'un centimètre de la tête puisque la cale faisait elle-même un centimètre. La résection du sommet de la tête est alors réalisée à l'aide de la râpe plate jusqu'au repère. Le chanfrein est ensuite réalisé à l'aide de la cloche adaptée. Le canal est agrandi à la taille de la tige définitive. Il est alors conseillé de réaliser des perforations de la tête fémorale en vue de la cimentation. On peut également réaliser une gouttière étroite anti-rotatoire en avant de la tête fémorale permettant au ciment de s'échapper sans hyperpression. L'implant d'essai est alors mis en place et un repère est réalisé à sa partie inférieure afin de contrôler l'enfoncement de l'implant définitif.

3.3 Cimentation :

La mise en place de l'implant définitif fémoral nécessite de cimenter ce dernier. En effet à ce jour tous les implants fémoraux développés pour être implanté sans ciment ont présenté des taux de survie très faible avec des descellements précoces au bout de quelques années.

Bitsch et al(42,106-109), suggèrent dans des études sur les techniques de cimentation d'un implant fémoral de resurfaçage, qu'il existe des variations importantes en termes de volume et de pénétration du ciment. Campbell et al(43,110), ont également montré que la pénétration du ciment dépendait du dessin de l'implant.

Chandler et al(41,111), retrouvent que l'utilisation d'un ciment basse viscosité conduirait à une pénétration excessive du ciment dans la tête fémorale avec un risque accrue de nécrose thermique. Cependant Gill et al(44,112), McMinn et al(1,45), dans des études utilisant un ciment basse viscosité, associé à un lavage pulsé de la tête et une aspiration placée dans le trochanter à l'aide d'un cathéter ne retrouvent pas d'augmentation de la température lors de la polymérisation susceptible d'induire de nécrose thermique. Leur analyse histologique des têtes fémorales après resurfaçage ne retrouvait pas de nécrose thermique.

Chandler et al(45,111), avancent également dans leur étude qu'une cimentation indirecte (ciment versé dans la cupule fémorale) exposerait à un risque de non-coadaptation entre l'os et l'implant. En revanche si l'on applique le ciment directement sur le fémur, le manteau de ciment apparaît moins homogène(46,108).

L'épaisseur du manteau de ciment doit être de 1 mm pour éviter le risque de fracture de fatigue(47,113). A l'inverse un manteau trop épais induirait une assise incomplète de la pièce fémorale avec un risque de fracture du col ou de descellement élevé. C'est dans cette situation où l'épaisseur du manteau est trop élevée que se produirait des nécroses thermique, car la

température lors de la polymérisation serait proportionnelle à l'épaisseur de ciment(46,114,115). Qui plus est Radcliffe et Taylor(45,116) ont constaté lors d'une étude en éléments finis de la cimentation d'un implant de resurfaçage, qu'un épais manteau augmentait le stress-shielding(cf lexique) au niveau de la tête fémorale. Campbell et al ont ainsi constaté que l'épaisseur de ciment était plus importante dans les échecs de resurfaçage d'origine fémorale (2,9mm) que dans les échecs d'origine non fémorale (2,3mm)(48,110).

La cimentation de la tige de l'implant fémoral fait également débat. En effet certains auteurs (49,117-119)recommandent de cimenter la tige se basant sur des études biomécaniques in vitro sur cadavres qui montrent une résistance supérieure au risque de fracture lorsque la tige est cimentée. Toutefois la rigidité engendrée par cette cimentation peut être à l'origine d'un stress-shielding fémoral proximal, à l'origine d'une perte de substance osseuse et d'un descellement, à long terme(48,116,120-124).

Dans cette série, du ciment basse viscosité avec une technique de cimentation indirecte sans cimenter la tige a été utilisée. Afin d'éviter tout excès de ciment lors de son implantation nous réalisons un sillon le long de la tête fémorale chanfreinée qui permet une meilleure évacuation du ciment et un manteau homogène. L'implant définitif est mis en place une minute après le début de la préparation du ciment. Cela permet d'éviter de devoir impacter en force l'implant et de fragiliser ainsi le col fémoral(50,125).

4 TEMPS ACETABULAIRE :

Ce temps opératoire sera décrit dans le cadre de la pose d'un resurfaçage de type BHR qui est l'implant que actuellement utilisé. La préparation de l'acétabulum et la mise en place de l'implant définitif sont une étape très importante. Une fois l'acétabulum exposé (cf chapitre voie d'abord), il est alésé à l'aide de fraises successives de taille croissante et d'un ancillaire décalé adapté à la chirurgie minimal invasive. Les différentes fraises sont d'abord placées dans le cotyle puis l'ancillaire décalé est mis en place.

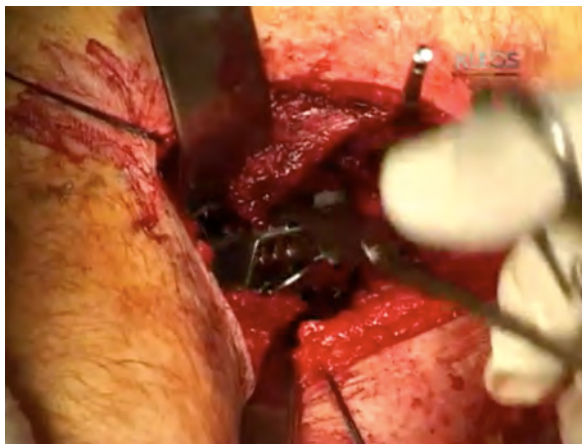


Figure 33 Vue peropératoire de la mise en place d'une cupule de fraisage

Ceci n'est pas obligatoire mais permet une plus grande liberté et diminue l'encombrement sans léser les muscles par des manœuvres brutales. Pour ce faire l'instrumentiste bloque en position ouverte le porte-fraise à l'aide d'un fragment de redon



Figure 34 Blocage du porte fraise

Ceci permet de lui faire prendre prise et de le retirer facilement.

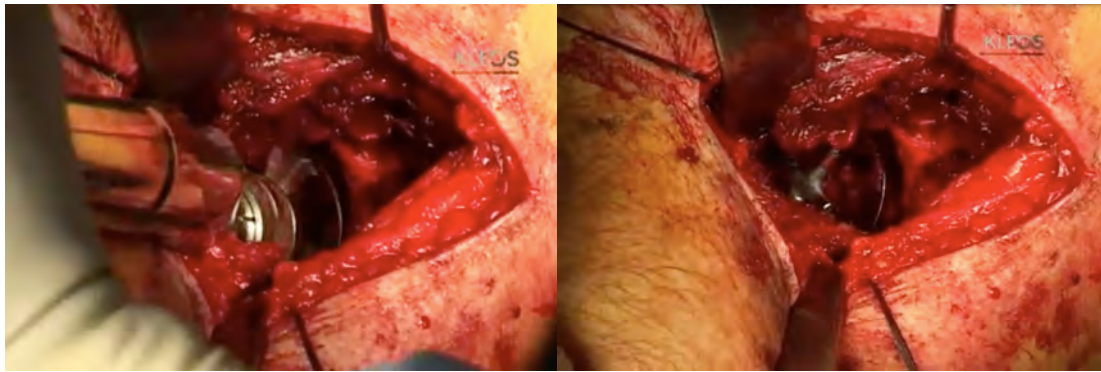


Figure 35 Fraisage de l'acétabulum

Le fraisage croissant est arrêté lorsque l'acétabulum devient circulaire et la fraise centrée. Le fraisage doit permettre l'impaction de l'implant dans l'os sous-chondral saignant. Le fraisage est millimétrique. Il s'arrête 1mm en dessous de la taille de prothèse qui peut être implantée jusqu'au fond de l'acétabulum avec press-fit. L'implant définitif sera implanté après s'être assuré que sa taille est compatible avec la taille minimum de l'implant fémoral. Celle-ci est déterminée à l'aide du guide tête-col placé autour du col qui doit être de taille suffisante pour pouvoir faire le tour de celui-ci. L'implant définitif est alors impacté en force en bonne position à l'aide de l'impacteur contre-coudé.



Figure 36 Porte cotyle décalé avec implant définitif

Le chirurgien devra s'assurer de la bonne position de l'implant définitif. Pour ce faire il peut utiliser la « croix d'alignement » qui pourra l'aider à l'orientation de l'implant : inclinaison et antéversion en se référant au sol et à l'axe du corps du patient.



Figure 37 Impaction du cotyle

Ceci souligne l'importance de correctement installer le patient. De plus, excepté dans de rares cas de dysplasie, le bord antérieur du composant acétabulaire devra être complètement recouvert par la paroi antérieure osseuse du cotyle. Si la position est satisfaisante, le chirurgien peut couper les câbles métalliques et les retirer avec le porte-cotyle. La platine d'impaction est laissée en place afin d'éviter l'intrusion de corps étranger lors de la préparation du fémur.



Figure 38 Protège cotyle laissé en place durant la préparation de la tête fémorale

Le chirurgien devra alors retirer les ostéophytes protrusifs autour de l'acétabulum à la pince gouge ou au ciseau à frapper afin de prévenir tout impingement(cf lexique). Il est conseillé de laisser 2mm d'os au-dessus du bord métallique du cotyle surtout à la partie antérieure pour éviter que le tendon du muscle psoas ne soit exposé au bord de la cupule acétabulaire.

5 REEDUCATION ET READAPTATION :

Dans cette série le protocole de réhabilitation consistait en un appui protégé par des cannes anglaises pendant 1mois puis à une reprise de la marche sans canne et à la conduite automobile et enfin à une reprise des activités physiques à 6 mois. En effet Bedigrew et al(126), ont démontré à l'aide d'une analyse ostéodensitométrique qu'après 6 mois postopératoires, la densité osseuse augmentait significativement au niveau du col fémoral après un resurfaçage de hanche(126). Il paraît donc raisonnable d'autoriser la reprise d'activités physique sans exposer le patient à un risque fracturaire élevé(127). De nombreuses études rapportaient également une augmentation de l'activité physique après un resurfaçage de hanche en particulier chez les patients les plus âgés(128-132). Elles montraient également que les patients pouvaient reprendre des activités sportives à impact élevées telles que la course à pied même si la majorité s'orientaient vers des sports à faible impact. Fouilleron et al(133), montraient qu'il était possible après un resurfaçage de hanche de retourner à un niveau de compétition pour les patients pratiquant la course à pied. Cependant Le Duff et al(134), rapportaient un taux de survie moins bon pour les patients pratiquant la course à pied à niveau élevé après un resurfaçage de hanche.

Concernant l'éducation thérapeutique du patient pour prévenir les positions luxantes de la hanche, celle-ci était réalisée de manière systématique dans le service, même si le risque de dislocation pour un resurfaçage est quasi nul.

RESULTATS DE LA SERIE

Après avoir étudié, justifier par l'analyse de la littérature et l'expérimentation clinique la technique chirurgicale originale, il paraissait essentiel d'étudier les résultats en termes de survie et de fonction des patients que nous avons opérés. Ainsi entre 2003 et 2011 une étude prospective, uni-centrique, sur 160 cas de resurfaçages consécutifs de hanche (Durom Zimmer et BHR Smith&Nephew), incluant la courbe d'apprentissage a été menée.

Nos critères pour porter l'indication d'un resurfaçage de hanche étaient(27,48,51,135): des patients présentant une coxarthrose primitive ou secondaire, quelle que soit l'étiologie, ou une ostéonécrose aseptique de volume inférieur à 30% de la tête fémorale ; d'âge inférieur à 70 ans pour les hommes et inférieur à 60 ans pour les femmes (52,86); sans anomalies morphologiques majeures de l'extrémité supérieure du fémur ou de l'acétabulum, avec une bonne qualité osseuse ; et sans antécédent d'allergie notamment au nickel. Les femmes en âge de procréer étaient également exclues.

1 MATERIEL ET METHODES:

1.1 Informations générales et évaluation préopératoire

Les informations préopératoires étaient collectées la veille de l'intervention. Les patients devaient signer un consentement et autoriser le stockage des informations dans notre base de données informatique en ligne ORTHOWAVE V6 Database (ARIA SOFTWARE Ltd, France).

Les informations générales collectées incluaient : l'âge, le sexe, la profession, l'indice de masse corporelle (IMC), le traitement médical, les antécédents médicaux.

Les patients étaient évalués par de scores fonctionnels cliniques : cotation fonctionnelle de Harris, score de Postel Merle d'Aubigné (PMA), score de Devane.

La cotation fonctionnelle de Harris est un score d'évaluation clinique coté sur 100 points qui privilégie l'étude de la douleur (44 points) et de la fonction (47 points) par rapport à la mobilité (5 points) et l'absence d'attitude vicieuse (4 points). Un score de 100 points correspond à la normalité.

Le score de PMA repose sur 3 items notés chacun sur 6 points : douleur, motricité et marche. Il s'agit d'une échelle plus globale que la précédente.

Le score de Devane est une échelle qui évalue en 5 grades le niveau d'activité physique et professionnel d'un patient.

Tous les patients bénéficiaient la veille de l'intervention de radiographies numériques du bassin de face hanche en rotation interne de 20°, et sur des radiographies de hanches de profil de type F45-45-30. Après calibrations et vérification des critères de qualité (cf chapitre précédent) les radiographies permettaient la planification préopératoire de l'intervention.(cf chapitres précédents).

1.2 Données peropératoires et détails chirurgicaux :

Elles incluaient le nom du chirurgien, le type de voie d'abord, le type d'implant utilisés, leur tailles et leur mode de fixation, la survenue d'éventuelle complication, la durée opératoire.

1.3 Suivi :

Les patients étaient revus à 3 mois, à 1 an, puis chaque année. De manière facultative le patient pouvait être revu à 6 mois post opératoire s'il le souhaitait.

1.4 Evaluation postopératoire

1.4.1 Clinique :

L'évaluation reprenait les scores fonctionnels cliniques : cotation fonctionnelle de Harris (HHS) (52,53,136), score de Postel Merle d'Aubigné (PMA)(53,137), score de Devane(53,138). L'examen clinique recherchait également la présence de complications éventuelles qui étaient alors enregistrées dans la base de données.

1.4.2 Radiologique :

Le suivi radiologique était réalisé comme en préopératoire sur des radiographies numériques du bassin de face hanche en rotation interne de 20°, et sur des radiographies de hanches de profil de type F45-45-30.

1.4.2.1 Immédiate :

L'évaluation postopératoire immédiate s'attachait au positionnement des implants.

Le positionnement de la cupule acétabulaire était évalué sur une radiographie du bassin de face par :

- Mesure de l'horizontalisation du cotyle en calculant l'angle alpha entre la droite passant par la ligne des « U radiologiques » et la droite passant par le plus grand diamètre de l'implant cotyloïdien.
- Mesure du taux de découverte de l'implant acétabulaire représenté par l'angle beta correspondant à l'angle formé par la droite passant par le centre de l'implant acétabulaire et le bord latéral du cotyle osseux et la droite passant par le plus grand diamètre de l'implant cotyloïdien.

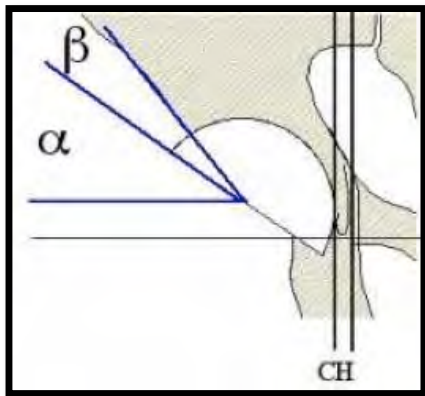


Figure 39 Mesures des angles alpha et beta

Le positionnement de l'implant fémoral (cf chapitre validation technique) était évalué sur des radiographies du bassin de face et de profil F45-45-30 :

- Mesure de l'angle tige-diaphyse (SSA);

- Mesure de l'offset supérieur et inférieur dont le rapport permettait d'évaluer le centrage de l'implant de face;
- Mesure de l'angle d'antéversion de la tige de l'implant par rapport à l'axe du col;
- Mesure de l'offset antérieur et postérieur dont le rapport permettait d'évaluer le centrage de l'implant de profil;
- Recherche de la présence de notching/encoche de la partie supéro-externe du col fémoral;
- Mesure de la distance entre les lignes parallèles à la ligne des U radiologiques et passant par les centres des têtes fémorales saines et opérées permettant d'apprécier l'égalité de longueur des membres.

1.4.2.2 Long terme :

L'évaluation radiologique à long terme avait pour objectif de rechercher une mobilisation de l'implant acétabulaire, de l'implant fémoral ou l'apparition d'un amincissement du col fémoral(19,54).

L'évaluation radiologique comprenait également l'étude de l'interface os-implant avec la recherche de lisérés, de géodes. La présence d'une encoche du col fémoral était également recherchée(19,55).

La présence de calcifications péri-prothétiques était évaluée selon la classification de Brooker(52,139).

Le descellement avait été défini par la présence d'un liseré circonférentiel ou progressif de plus de 2 mm, ou par la migration de la pièce prothétique(20,29,53,140-142).

Les différentes lésions étaient cartographiées au niveau acétabulaire en utilisant une cartographie type DeLee et Charnley(52,143), et au niveau fémoral en utilisant une cartographie type Gruen modifiée Mont(53,135) adaptée aux implants de resurfaçage.

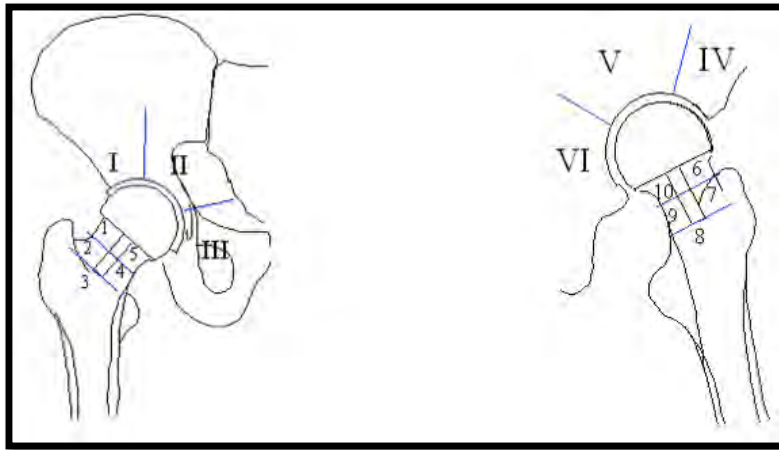


Figure 40 Cartographie de Delee et Charnley (52,143) et Gruen modifiée (53,135).

1.5 Analyse statistique :

Toutes les données ont été extraites de la base de donnée en ligne grâce au logiciel ORTHOWAVE Software (ARIA SOFTWARE Ltd, France). Toutes les analyses statistiques ont été réalisées par un statisticien indépendant en utilisant les logiciels EXCEL (Microsoft Inc, Redmond, Wash) et SPSS software (SPSS Inc, Chicago, Ill).

Une analyse statistique descriptive a été réalisée pour chaque donnée en réalisant le t test de Student.

Le seuil de significativité était retenu pour $p < 0.05$.

Les analyses de taux de survie étaient réalisées selon la méthode de Kaplan-Meier.

Les différences entre les résultats des données préopératoires et aux différents suivis ont été analysées à l'aide de t tests de Student appariés. L'analyse de corrélation de type Wilcoxon/Mann & Whitney était réalisée pour rechercher un lien statistique entre deux paramètres.

Les comparaisons entre différents sous-groupes étaient étudiées par des tests de Fischer-Student pour les données paramétriques et par des tests khi2 pour les données non paramétriques.

2 RESULTATS GLOBAUX:

2.1 Epidémiologie :

L'âge moyen des patients au moment de la chirurgie était de 45,53 ans +/- 8,95 ans avec un âge minimum de 17 ans et maximum de 69 ans. Les patients opérés étaient principalement des hommes avec un ratio homme-femme de 7-1 (53,86). Vingt patients ont bénéficié d'un resurfaçage bilatéral. Le resurfaçage a porté dans 51,2% des cas sur des hanches gauches (82 hanches) et dans 48,8% sur des hanches droites (78 hanches).

Les étiologies étaient dans 76,8% des cas (123 patients) une coxarthrose : primitive dans 58,6% (72 patients), secondaire post épiphysiolyse dans 27,6% (34 patients), secondaire sur conflit fémoro-acétabulaire dans 13,8% (17 patients) ; une ostéonécrose aseptique de la tête fémorale, dans 23,2% des cas (37 patients).

L'IMC moyen était de 25,3 +/- 2,44 avec un maximum de 35,1 et un minimum de 19

2.2 Préopératoire :

En préopératoire le score de Harris moyen était de 54,92 +/- 14,61 (11 ; 90) avec :

Harris douleur 16,86 +/- 7,19 (10 ; 40)

Harris fonction 33,94 +/- 7,87 (12 ; 47)

Harris mobilité 3,17 +/- 1,04 (0 ; 5)

Le score PMA moyen était de 11,85 +/- 2,56 (5 ; 17) avec :

PMA douleur 2,32 +/- 1,5 (0 ; 5)

PMA mobilité 5,19 +/- 1,02 (2 ; 6)

PMA marche 4,34 +/- 1,1 (1 ; 6)

Le score de Devane présentait la répartition suivante :

Travail lourd/ Sports de contact 20%

Travail léger/ Sports sans contact 35%

Activités loisirs/ Jardinage 35,63%

Semi sédentaire/ Travaux de ménage 8,13%

Sédentaire/ Dépendant 1,24%

2.3 Peropératoire :

Les implants ont été mis en place par la voie antéro-latérale décrite dans les chapitres précédents dans tous les cas. Des implants Durom (Zimmer, USA) ont été implantés dans 118 cas de 2003 à 2009 et des implants BHR dans 42 cas depuis 2009.

La durée moyenne de l'intervention était de 117,8 minutes +/- 19,6 minutes avec une durée minimale de 70 minutes et maximale de 150 minutes.

La taille moyenne des implants fémoraux était de 48 +/- 2,3 (40 ; 58) avec la distribution suivante :

La taille moyenne de l'implant acétabulaire était de 54 +/- 2,13 (46 ; 62).

L'ensemble des composants acétabulaire a été mis en place en pressfit alors que tous les implants fémoraux ont été cimentés. Nous avons relevé un incident technique lié à l'utilisation au début de notre expérience d'un ciment à prise trop rapide. De fait, cela nous a empêché d'impacter suffisamment la cupule fémorale, avec comme conséquence une fracture du col fémoral. Depuis l'utilisation d'un ciment basse viscosité Areus l'incident ne s'est jamais reproduit.

2.4 Postopératoire :

Au recul moyen de 47,10 mois $\pm$ 2,56 (12 ; 108), aucun patient n'était perdu de vue ou décédé.

2.4.1 Clinique :

Le score de Harris moyen au dernier recul était de 94,72 $\pm$ 10,08 (43 ; 100). Le gain moyen de score total était de 39,64 $\pm$ 18,01 (0 ; 89) avec :

Un gain douleur de 24,86 $\pm$ 11,59 (0 ; 44)

Un gain fonction de 12,68 $\pm$ 9,12 (0 ; 43)

Un gain mobilité de 1,53 $\pm$ 1,11 (0 ; 5)

Le score PMA moyen au dernier recul était de 17,41 $\pm$ 1,27 (11 ; 18). Le gain moyen total était de 5,51 $\pm$ 3,06 (0 ; 13) avec :

Un gain douleur de 3,21 $\pm$ 1,79 (0 ; 6)

Un gain mobilité de 0,8 $\pm$ 1,05 (0 ; 4)

Un gain marche de 1,51 $\pm$ 1,21 (0 ; 5)

La distribution postopératoire du score de Devane était la suivante :

Travail lourd/ Sports de contact **40%**

Travail léger/ Sports sans contact 55%

Activités loisirs/ Jardinage 3,12%

Semi sédentaire/ Travaux de ménage 0%

Sédentaire/ Dépendant 1,88%

Le pourcentage de patient ayant eu un gain de leur score de Devane était de 68 %.

2.4.2 Radiologique :

2.4.2.1 Position de l'implant fémoral : (cf chapitre technique chirurgicale)

2.4.2.2 Position de l'implant acétabulaire :

L'angle alpha mesurant l'inclinaison de l'implant cotyloïdien dans le plan frontal était mesuré en moyenne à $42,55^\circ \pm 2,39$ (33 ; 55). Comme décrit précédemment, nous avons jugé comme positionnement incorrect les implants dont l'angle alpha était supérieur à 50° ou inférieur à 40° . Quinze patients répondaient à ces critères de mauvais positionnement parmi lesquels treize patients avaient un angle supérieur à 50° et deux patients un angle inférieur à 40° . Chez les patients présentant un angle supérieur à 50° douze présentaient un angle compris entre 50° et 55° et un seul patient un angle supérieur à 60° . Sur les quinze patients ayant présenté une malposition de l'implant acétabulaire quatorze avait bénéficié d'un implant de resurfaçage Durom et un seul d'un implant BHR.

Parmi ces patients, quatorze étaient asymptomatiques et présentaient un score de Harris moyen de $97,2 \pm 2,44$ (89 ; 100) et un score PMA moyen de $17,2 \pm 3,01$ (16 ; 18).

Seul le patient avec un angle alpha de 60° était symptomatique à distance de l'intervention et a nécessité une révision bipolaire sur descellement aseptique de l'implant acétabulaire lié à une métallose.

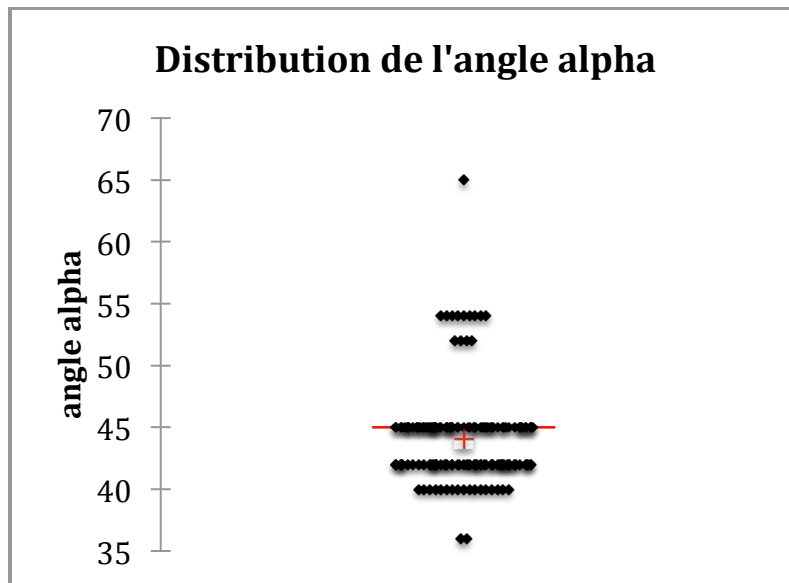


Figure 41 Distribution de l'angle alpha

L'angle b ta moyen était de $1,32^\circ \pm 1,02$ ($-5 ; +12$). Dans 98,5% des cas la valeur de l'angle b ta était comprise entre -5° et $+5^\circ$. Aucune différence statistiquement significative n'a pu être mise en évidence concernant les scores fonctionnels des quatre patients présentant un angle b ta $< -5^\circ$ ou $> +5^\circ$. Parmi ces patients, un a présenté une enthésopathie du moyen fessier r solvative après traitement par infiltration aux cortico ides et un autre a présenté une varisation secondaire de l'implant fémoral.

2.4.2.3 Suivi à long terme :

Le suivi radiologique au dernier recul n'a mis en évidence aucun liseré, aucune géode ni amincissement du col fémoral secondaire.

Une seule encoche a été notée en zone 5 et 10 chez le patient ayant présenté une varisation de l'implant fémoral.

Nous avons observé trois descellements aseptiques de la cupule acétabulaire avec mobilisation de l'implant sur les radiographies, cependant sans signes radiologiques avant-coureurs.

2.5 Complications :

2.5.1 *Peropératoire :*

En peropératoire nous déplorons une seule complication liée à une impaction insuffisante de l'implant fémoral. L'utilisation d'un ciment basse viscosité à polymérisation trop rapide en était la cause. Celui-ci a été changé depuis.

2.5.2 *Postopératoire :*

Aucune infection profonde ou superficielle ni dislocation intraprothétique n'a été retrouvée dans cette série.

2.5.2.1 Sans changement d'implant :

Une thrombose veineuse profonde du membre inférieur homolatéral au membre opéré est survenue 5 jours après l'intervention. Elle a été traitée par décubitus dorsal 48H associé à une anticoagulation curative par HBPM durant 3 mois.

Un patient a présenté une varisation importante de son implant fémoral de l'ordre de 20° par rapport au positionnement initial onze mois après l'intervention sans notion de traumatisme. Cependant, aucune gêne fonctionnelle n'était retrouvée et il présentait des scores maximum au dernier recul soit 38 mois après.

Calcifications périprothétiques de Brooker :

Onze resurfaçage présentaient des calcifications périprothétiques. Trois patients ayant bénéficié d'un resurfaçage bilatéral présentaient des calcifications bilatérales classées Brooker I. Trois autres patients présentaient des calcifications Brooker I. Un patient présentait une calcification classée Brooker II. Un seul patient présentait des calcifications Brooker IV. Ces calcifications étaient retrouvées chez des patients arthrosiques principalement (seulement une étiologie de nécrose). Cette complication atteignait exclusivement des patients de sexe

masculin et n'occasionnait aucune gêne fonctionnelle chez ces patients dont les scores fonctionnels étaient excellent : PMA 17,6+/- 2,3 (16-18) et un Harris à 98,2+/- 1,2 (95-100).

Enthésopathies :

Cinq patients présentaient des enthésopathies de localisation variées : 2 au niveau de l'insertion du moyen fessier sur le grand trochanter ; 2 au niveau de l'insertion du muscle psoas sur le petit trochanter ; 1 au niveau de l'insertion proximale du muscle droit fémoral.

L'ensemble des patients a récupéré une fonction normale après un traitement symptomatique (antalgiques et infiltrations de corticoïdes) associé à des séances de kinésithérapie. La durée de traitement variait entre 6 et 18 mois. Seuls deux patients présentent des douleurs résiduelles et ont des scores fonctionnels inférieurs à ceux de la série avec un score de Harris de 61 et un PMA à 15 pour un patient et un score de Harris de 86 et un PMA à 16 pour le second.

2.5.2.2 Avec changement d'implant :

Trois patients ont dû être repris chirurgicalement à la suite d'une mobilisation de l'implant acétabulaire. Dans deux cas la mobilisation était précoce (inférieure à 1 mois) et correspondait à une impaction insuffisante de l'implant acétabulaire. Ces deux patients ont pu bénéficier d'une reprise par la même voie d'abord antéro-latérale et l'intervention a consisté à réimpacter l'insert après nettoyage et nouveau fraisage du cotyle au même diamètre. Concernant le troisième patient, la complication est survenue deux ans et demi après la pose de l'implant. Le patient présentait un resurfaçage douloureux avec un angle alpha de 60°. Le dernier contrôle radiologique révélait une mobilisation de l'implant acétabulaire. Lors de la

reprise chirurgicale, une métallose était retrouvée et confirmée par l'examen anatomopathologique.

Fracture du col fémoral :

Huit fractures du col fémoral ont été constatées. Dans la majorité des cas (7/ 8) les fractures survenaient précocement, moins d'un an après la réalisation du resurfaçage. Dans un cas seulement la fracture est survenue après un an, à 14 mois. Toutes ces fractures correspondent à une population exclusivement masculine. Dans 6 cas il s'agissait d'implant de resurfaçage Durom et dans deux cas d'implant BHR

Deux patients ont eu une fracture du col fémoral à la suite d'un traumatisme à haute énergie. Le premier a été victime d'un accident de la voie publique en moto seulement 3 mois après l'intervention et le second d'une chute dans une piscine malheureusement vide 14 mois après. Un patient était greffé rénal sous corticothérapie au long cours et présentait donc une contre-indication à la réalisation d'un resurfaçage. Chez ce patient la fracture est survenue trois semaines après l'intervention.

Une des fractures est expliquée par l'erreur technique peropératoire avec un enfoncement insuffisant du la cupule fémorale.

Enfin, pour les autres patients aucune cause n'était retrouvée. Il s'agissait de patient présentant une coxarthrose primitive. L'étude du positionnement des implants ne retrouvait pas d'erreur de positionnement ni d'encoche du col fémoral antéro-supérieure. Il s'agissait de fractures survenues précocement et vraisemblablement liées à un mécanisme de nécrose aseptique de la tête fémorale.

Parmi ces fractures deux fractures intra-prothétiques de la tige de l'implant fémoral ont été retrouvées. Ce problème ne concernait que des implants Durom, preuve d'une probable faiblesse de cet implant. En effet le diamètre de la tige fémorale est inférieur à celui de l'implant BHR. Il n'existe que deux cas cliniques publiés dans la littérature sur des fractures

de tige(56,144,145). Il s'agissait dans tous les cas d'implant Durom. Le mécanisme avancé serait un excès de contrainte exercé sur la tige après une nécrose aseptique de la tête fémorale. Si la tige n'avait pas été bien fixée distalement, alors seul le col fémoral se serait fracturé(11,47,144,145).

Deux femmes et deux hommes ont nécessité une révision globale pour des douleurs inexplicables à l'aine. Les douleurs sont apparues en moyenne à 31,8 mois +/- 2,5 (24 ; 48) post opératoire et évoluaient depuis au moins 6 mois au moment de la révision. Le positionnement des implants était satisfaisant dans tous les cas et les radiographies ne retrouvaient pas de liserés, de mobilisation des implants ou d'encoche du col fémoral. Les examens biologiques ne mettaient pas en évidence de syndrome inflammatoire. En peropératoire nous avons constatés une metallose chez un patient et une réaction de type ALVAL chez une patiente qui ont été tous deux confirmés par l'examen anatomopathologique.

Aucune cause n'a été retrouvée pour les deux autres patients. Tous les patients ont bénéficié d'une révision bipolaire avec une récupération de scores fonctionnels normaux (HHS>90) dans 3 cas. Seule la patiente pour laquelle aucune cause n'avait été retrouvée présente des douleurs importantes à 12 mois postopératoire.

Reprise chirurgicale :

Les reprises chirurgicales des deux descellements aseptiques de l'implant acétabulaire ont été réalisées par voie antérolatérale sans changement des implants.

Les autres reprises ont été réalisées par voie d'abord postérieure. Le descellement acétabulaire tardif sur metallose a bénéficié d'une révision bipolaire. Parmi les fractures du col fémoral seulement quatre ont conservé l'implant acétabulaire avec couple de frottement métal-métal, effet grosse tête. Les autres révisions ont toutes bénéficié d'un changement bipolaire. La tige

fémorale utilisée pour les révisions était une tige Omnicase non-cimentée dans 9 cas et une tige Apta à col modulaire dans deux cas. Lorsque le cotyle était révisé un implant cotyloïdien non cimenté avec couple de frottement métal-polyéthylène était mis en place.

2.6 Courbes de survie :

Le taux de survie global incluant notre courbe d'apprentissage avec comme critère de sortie de révision ou réintervention quelle que soit la cause est de 88,75% $\pm$ 0,03 avec une charge révisiennelle de 11,3% à 6 ans.

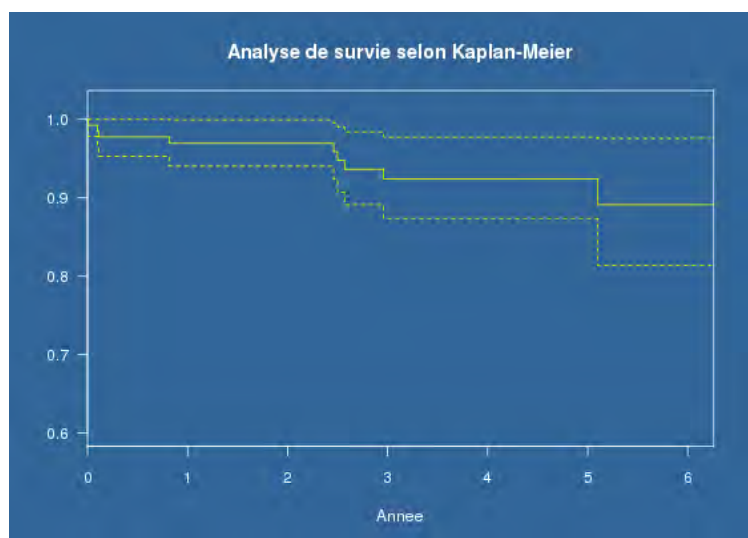


Figure 42 Courbe de survie globale de la série

3 RESULTATS sous-groupes :

3.1 Résultats postopératoires selon le sexe :

Les femmes représentaient 25% de la série soit 20 patientes contre 140 patients avec un sex ratio de 1/7.

3.1.1 Résultats fonctionnels :

Le score de Harris moyen préopératoire était de chez les femmes de $63,6 \pm 8,89$ (50 ; 85) contre $53,79 \pm 14,85$ (11 ; 95) chez les hommes avec $p=0,013$.

Le score de Harris moyen postopératoire était de $89 \pm 18,17$ (43 ; 100) chez les femmes contre $95,69 \pm 8,14$ (57 ; 100) chez les hommes avec $p=0,012$.

Le gain de score de Harris moyen chez les femmes était de $33,34 \pm 3,89$ (25 ; 39) contre $45,6 \pm 14,94$ (20 ; 89) chez les hommes avec $p= 0,0091$.

Le score PMA moyen préopératoire était de $12,81 \pm 2,23$ (8 ; 17) chez les femmes, contre $11,73 \pm 2,58$ (5 ; 17) chez les hommes avec $p= 0,11$

Le score PMA moyen postopératoire était de $16,88 \pm 2,33$ (11 ; 18) chez les femmes contre $17,48 \pm 1,04$ (12 ; 18) chez les hommes avec $p= 0,075$

Le gain de score PMA moyen était de $4,36 \pm 2,5$ (0 ; 10) chez les femmes contre chez les hommes $5,7 \pm 3,07$ (0 ; 13) avec $p= 0,12$.

Il n'existait pas de différence significative entre les deux sexes en terme de répartition du score de Devane tant en préopératoire qu'en post opératoire.

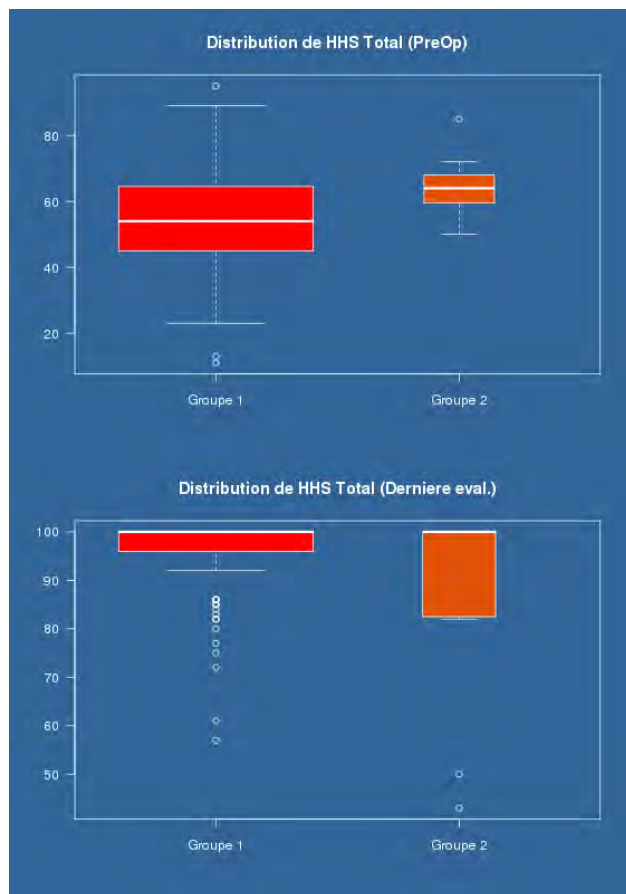


Figure 43 HHS pré et postopératoire chez les hommes (groupe 1) et les femmes (groupe 2)

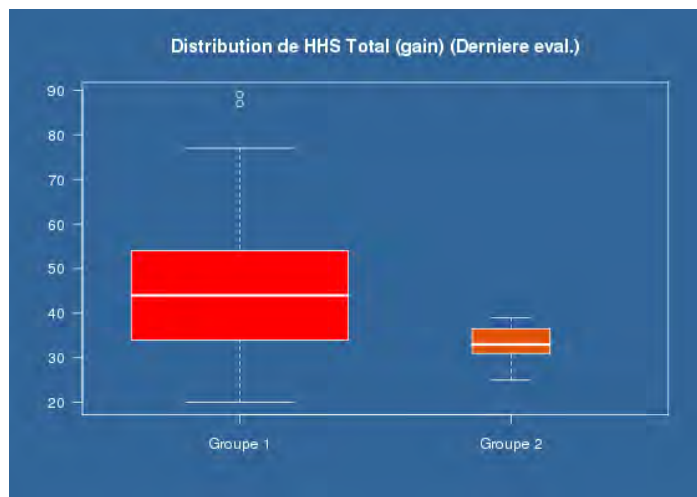


Figure 44 Comparaison du gain moyen de score Harris chez les hommes (groupe 1) et les femmes (groupe 2)

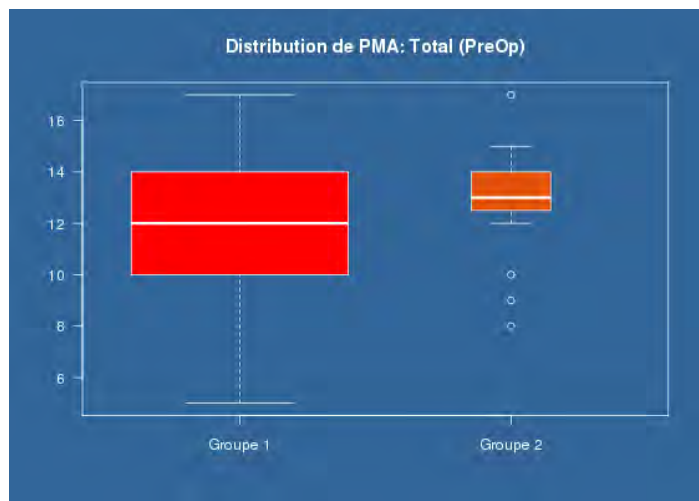


Figure 45 PMA préopératoire chez les hommes (groupe 1) et les femmes (groupe 2)

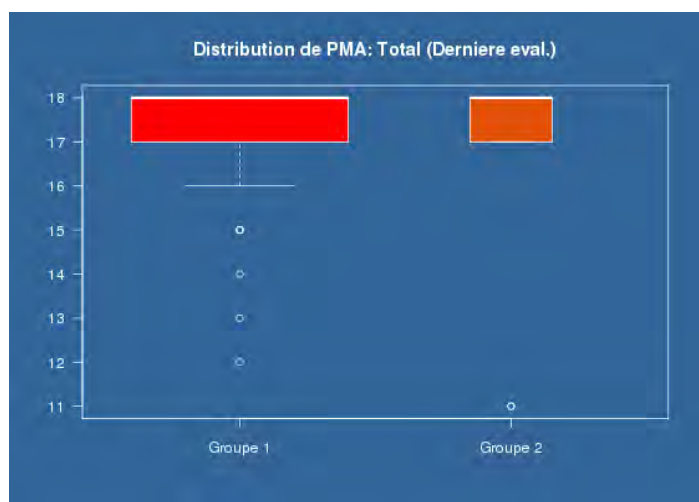


Figure 46 PMA au dernier recul chez les hommes (groupe 1) et les femmes (groupe 2)

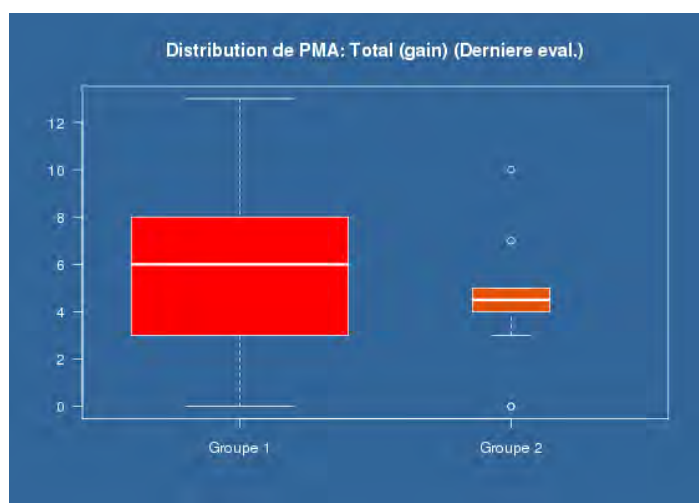


Figure 47 Gain total du score PMA chez les hommes (groupe 1) et les femmes (groupe 2)

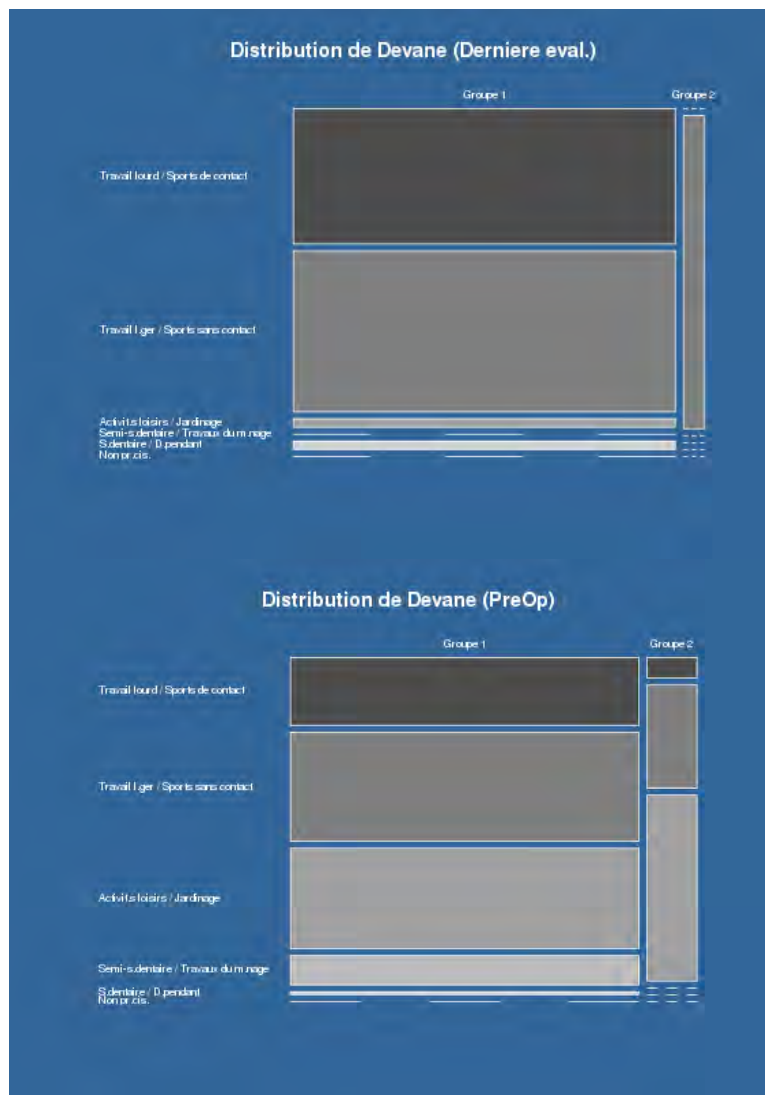


Figure 48 Distribution du Devane pré et postopératoire chez les hommes (groupe 1) et les femmes (groupe 2)

3.1.2 Complications et courbes de survie :

Il n'existait pas de différence statistiquement significative en nombre total de complications entre les hommes et les femmes.

Cependant seuls les hommes étaient concernés par les fractures du col fémoral.

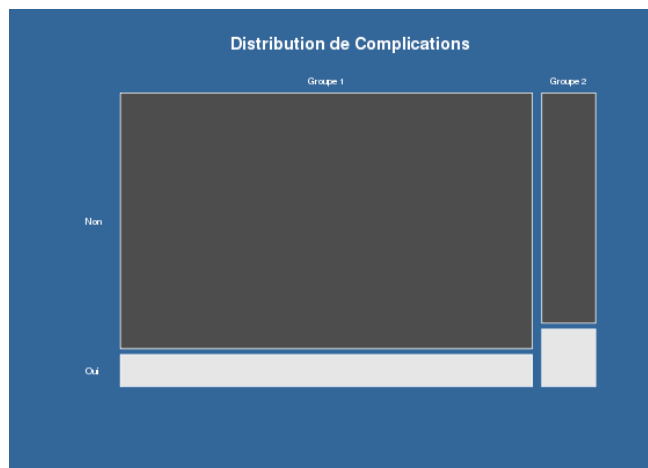


Figure 49 Distribution des complications chez les hommes (groupe 1) et les femmes (groupe 2)

En terme de ré intervention quelle que soit la cause il n’existait pas non plus de différence statistiquement significative.

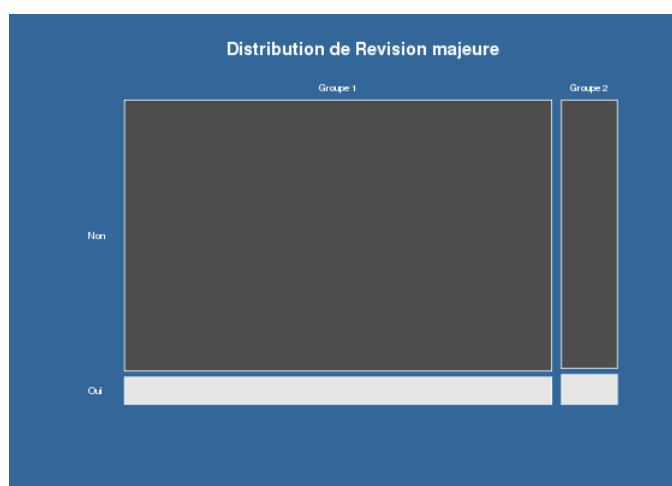


Figure 50 Distribution des révisions majeures chez les hommes (groupe 1) et les femmes (groupe 2)

Il n’était pas possible de comparer les courbes de survie des deux groupes car le nombre d’échantillon dans le groupe 2 (femmes) était insuffisant pour réaliser une analyse de survie de Kaplan-Meier.

3.1.3 Au total :

Il semble que les femmes dans cette série présentaient des résultats fonctionnels meilleurs en préopératoire que les hommes. A l'inverse en postopératoire les résultats des hommes sont meilleurs de manière statistiquement significative.

Concernant le taux de complication il n'existe pas de différence homme-femme cependant seul les hommes ont présenté des fractures du col du fémur et seule une femme a présenté des douleurs liées à une réaction de type ALVAL(cf. lexique).

3.2 Résultats postopératoires selon l'âge :

L'âge moyen était de 45,53 ans +/- 8,95 ans avec un âge minimum de 17 ans et maximum de 69 ans.

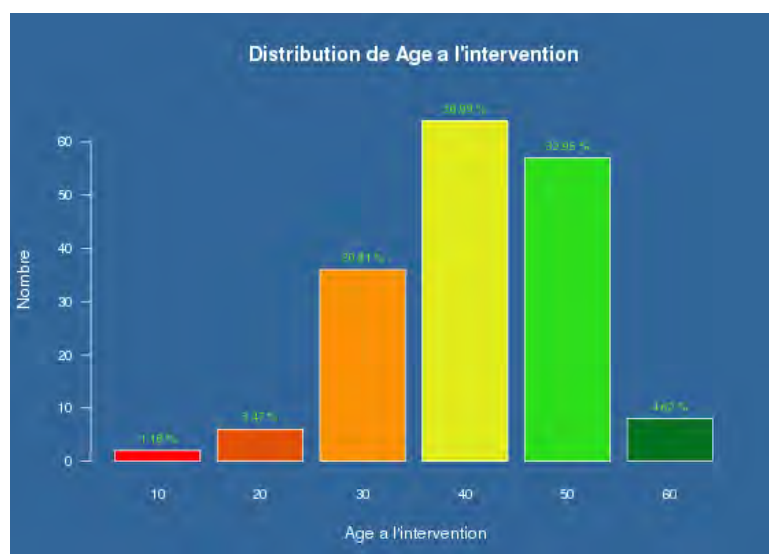


Figure 51 Distribution de l'âge à l'intervention chez <55 ans (groupe 1) et les > 55 ans (groupe 2)

Les patients ont regroupés en fonction de l'âge à l'implantation ; dans le groupe 1, l'âge était < ou égal à 55 ans soit 142 patients et dans le groupe 2 d'âge > 55 ans soit 18 patients.

3.2.1 Résultats fonctionnels :

Le score de Harris moyen préopératoire était de 54,84 +/- 15 (11 ; 95) pour le groupe 1 et de 55,64 +/- 11,17 (36 ; 71) pour le groupe 2, avec $p=0,84$.

Le score de Harris moyen postopératoire était de 94,72 +/- 10,44 (43 ; 100) pour le groupe 1 et de 96,14 +/- 6,24 (84 ; 100) pour le groupe 2, avec $p=0,61$.

L'analyse statistique ne retrouvait pas non plus de différence statistiquement significative pour les scores de Devane pré et postopératoires et PMA pré et postopératoires.

3.2.2 Complications et courbes de survie :

L'analyse statistique ne mettait pas en évidence de différence entre les deux groupes en terme de quantité ou de type de complication, ni de révision. De plus une analyse de corrélation de type Wilcoxon/ Mann & Whitney ne retrouvait pas de lien entre l'âge et la survenue d'une complication ou le risque de révision. La réalisation de courbe de survie n'était pas possible du fait de l'échantillon insuffisant pour les patients du groupe 2.

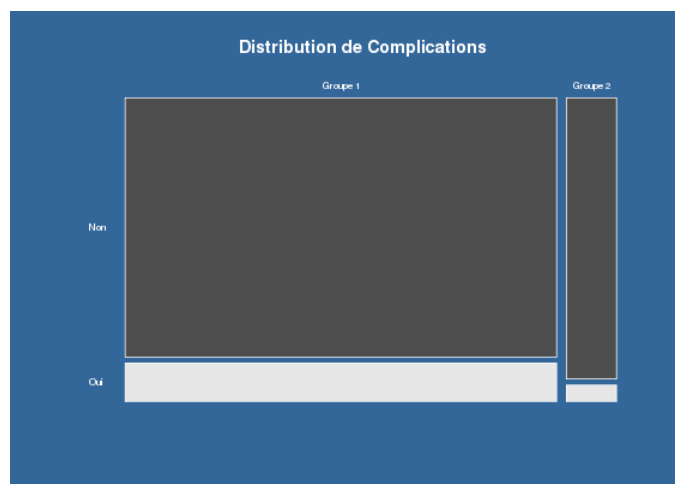


Figure 52 Distribution des complications chez <55 ans (groupe 1) et les > 55 ans (groupe 2)

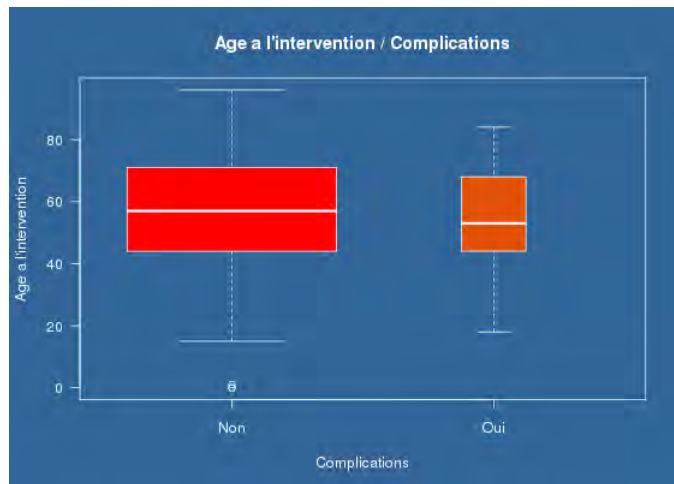


Figure 53 Distribution des complications chez <55 ans (groupe 1) et les > 55 ans (groupe 2)

3.2.3 Au total :

Dans cette série l'âge (dans le cadre des indications fixées) ne constituait pas un facteur de risque de complication ou d'échec d'implant, ni de mauvais résultat fonctionnel.

3.3 Résultats postopératoires selon l'IMC et le poids

Tous sexes confondus, l'étude de l'IMC permet d'étudier les résultats d'une population de patients en surpoids (IMC>25 kg/m²) ou obèses (IMC>30 kg/m²) pouvant être à risque de complication. Ont été aussi identifiées les patients présentant un poids élevés (80 kg pour les hommes et 70 kg pour les femmes) mais n'ayant pas forcément un IMC anormal soumettant leurs implants et leur structure osseuse à des contraintes importantes.

L'IMC moyen était de 25,3 +/- 2,44 avec un maximum de 35,1 et un minimum de 19. Le poids moyen était de 76,52 kg +/- 10,9 (50 ; 115). Le nombre de patient ayant un poids élevé selon les critères donnés précédemment était de 38,1% de la série et le nombre de patient ayant un IMC >25 était de 38,1% et un IMC >30 de 5%.

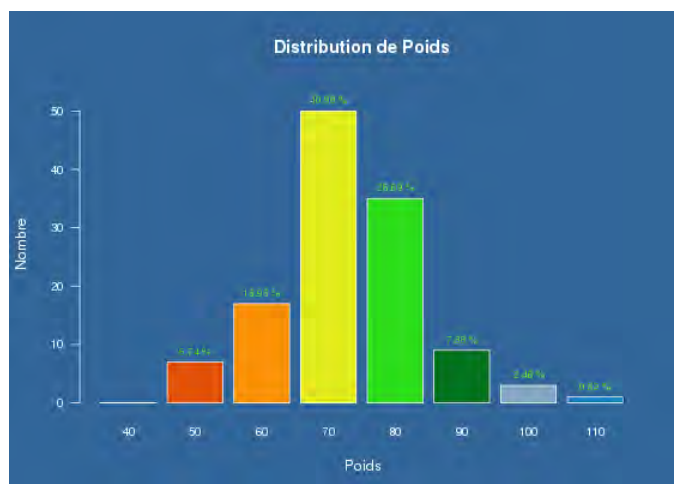


Figure 54 Distribution du poids

3.3.1 En terme de résultats fonctionnels :

Il n'existait aucune différence statistique entre les patients présentant un IMC <25 et ceux ayant un IMC >25 concernant l'ensemble des résultats fonctionnels préopératoires et post opératoires. Les résultats étaient identique si l'on considérait les patients avec un IMC >30 et ceux avec un IMC<30.

Concernant les patients à poids élevé(80 kg pour les hommes et 70 kg pour les femmes) aucune différence statistique n'était mise en évidence.

3.3.2 Complications et courbes de survie :

L'analyse statistique ne mettait pas en évidence de différence entre les groupes en terme de quantité ou de type de complication, ni de révision. De plus une analyse de corrélation de type Wilcoxon/ Mann & Whitney ne retrouvait pas de lien entre le poids ou l'IMC (BMI) et la

survenue d'une complication ou le risque de révision. De même l'analyse de Kaplan-Meier ne montrait pas de différence de survie statistiquement significative.

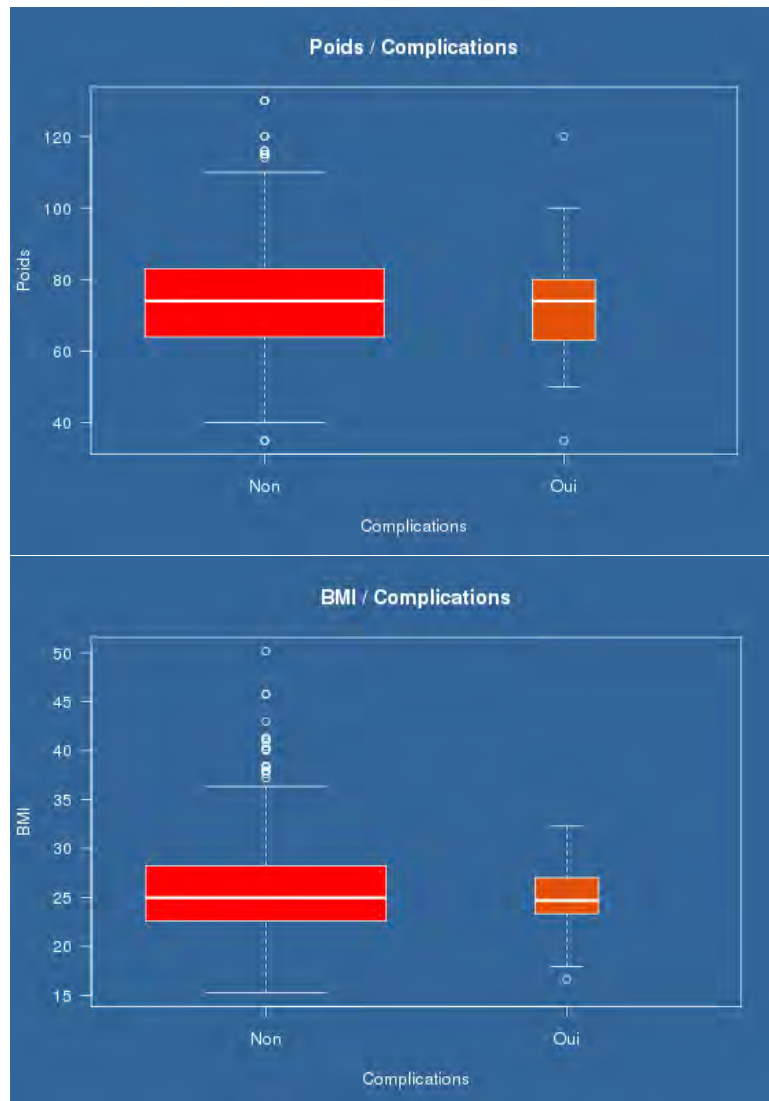


Figure 55 Distribution des complications en fonction du poids et de l'IMC

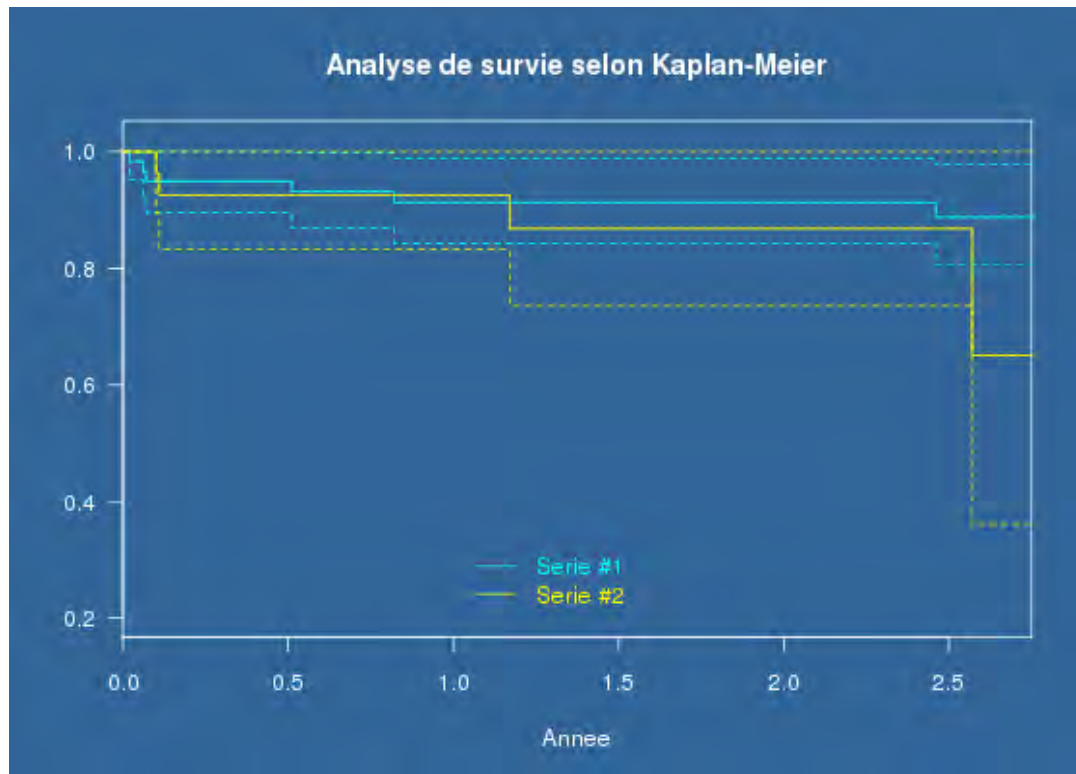


Figure 56 courbe de survie en fonction de l'IMC. Série 1 = IMC < 25; Série 2 IMC > 25

3.3.3 Au total :

L'analyse statistique ne montrait pas d'influence sur les résultats fonctionnels et la survie des implants, du poids ou de l'IMC.

3.4 Résultats postopératoires selon les étiologies :

Les étiologies étaient dans 76,8% des cas (123 patients) une coxarthrose : primitive dans 58,6% (72 patients), secondaire post épiphysiolyse dans 27,6% (34 patients), secondaire sur conflit fémoro-acétabulaire dans 13,8% (17 patients) ; une ostéonécrose aseptique de la tête fémorale, dans 23,2% des cas (37 patients). Les différences qui pouvaient exister entre ces différents groupes de patient en terme de résultat fonctionnel de survie et de complication ont été recherchées. Le groupe coxarthrose primitive servait de groupe témoin pour les comparaisons.

3.4.1 Résultats fonctionnels :

L'analyse statistique révélait qu'il n'existait de différence statistiquement significative, que pour le groupe ostéonécrose aseptique.

En effet, le gain de HHS était de 42,59 +/-12,46 (21 ; 77) pour le groupe coxarthrose primitive contre 49,96 +/- 20,12 (20 ; 89) pour le groupe ostéonécrose avec $p= 0,033$.

Il n'existait pas de différence statistiquement significative concernant le HHS préopératoire.

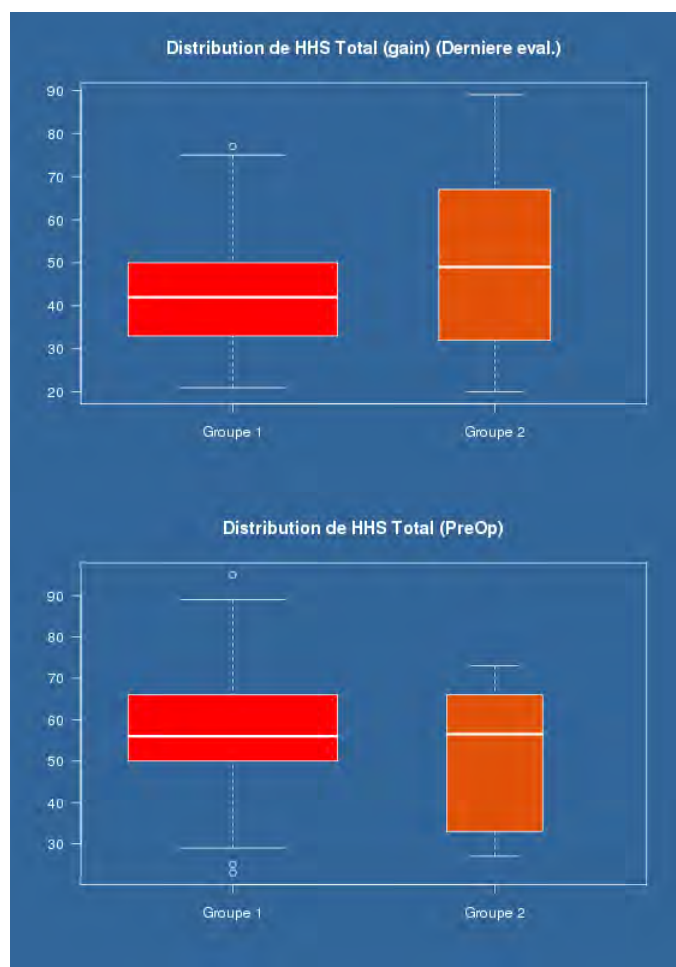


Figure 57 Gain de HHS plus important pour les ostéonécroses (groupe 2) que pour le groupe coxarthrose primitive (groupe1)

3.4.2 Complications et courbes de survie :

Le taux de complication était nul pour le groupe ostéonécrose avec une différence statistiquement significative $p < 0,001$. De même le taux de survie était statistiquement plus élevé pour le groupe ostéonécrose que pour le groupe arthrose.

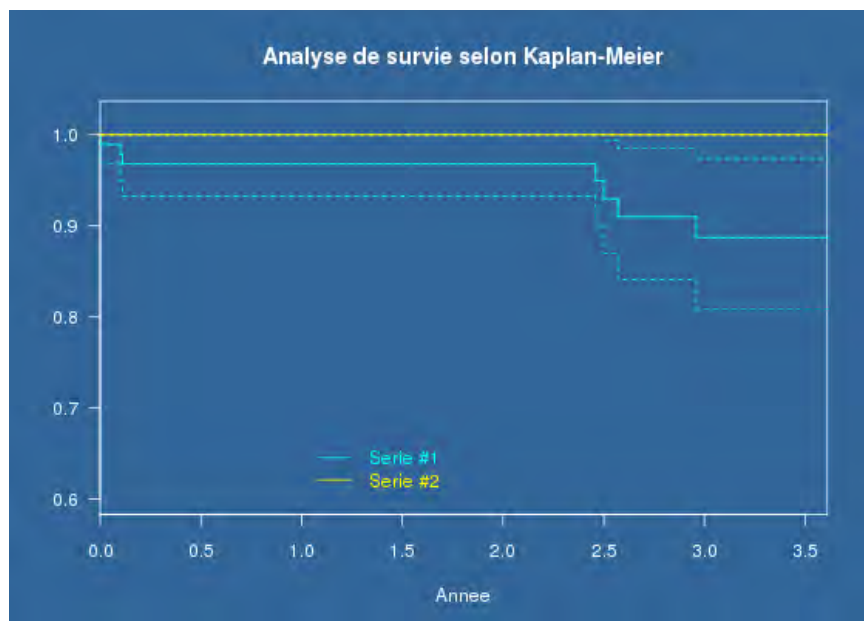


Figure 58 Courbes de survie: série 1=arthrose et série 2=ostéonécrose aseptique.

3.4.3 Au total :

Le groupe ostéonécrose présente des résultats fonctionnels et une survie plus élevés que les autres groupes étiologiques.

3.5 Résultats postopératoires selon le type d'implant :

De 2003 à 2009, les implants Durom (Zimmer, USA) ont été implantés dans 118 cas et les implants BHR dans 42 cas depuis 2009. Toutes les procédures ont été réalisées par la même voie d'abord et selon la même technique. Il n'existe que deux études dans la littérature ayant directement comparé les résultats de différents implants de resurfaçage. L'ensemble des resurfaçages ont été considérés pour comparer les résultats des différents groupes, afin de

réduire l'effet statistique de la courbe d'apprentissage. Cela introduit de facto de nouveaux biais en particulier en terme d'égalité en nombre de cas et concernant le recul global.

3.5.1 *Epidémiologie :*

Il n'existait aucune différence significative entre les deux groupes en terme d'âge au moment de la chirurgie, de la répartition homme-femme, de l'IMC, ni d'étiologie.

Le recul moyen était de 61,46 mois +/- 2,3 (36 ;108) pour le groupe 1 « Durom » et de 21,71 mois +/- 1,3 (12 ; 34) pour le groupe 2 « BHR ».

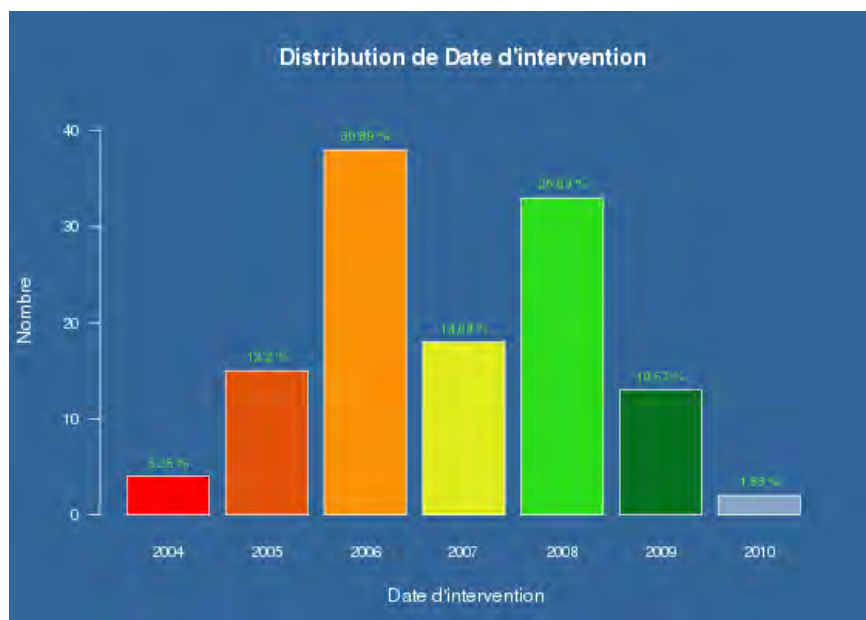


Figure 59 distribution de la d'intervention pour le groupe 1 Durom

3.5.2 *Résultats fonctionnels :*

Le score de Harris Total en préopératoire était de 54,52 +/- 12,19 (30 ; 85) pour le groupe 1 Durom et de 60,5 +/-13,17 (37 ; 95) pour le groupe 2 BHR, avec $p=0,013$.

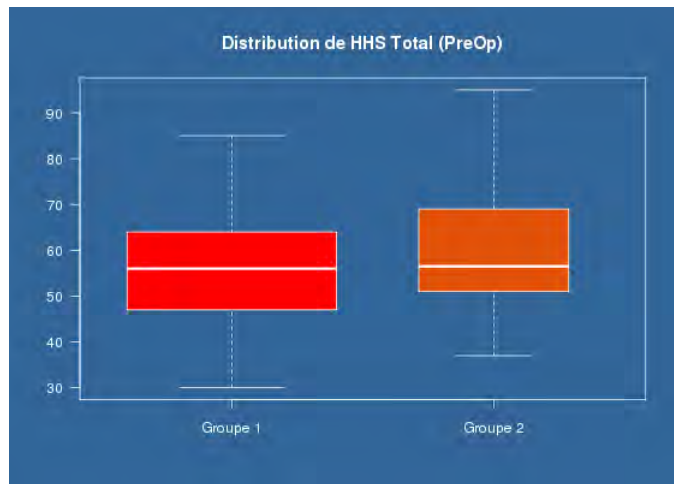


Figure 60 HHS préopératoire (groupe 1= BHR; groupe 2= Durom)

Le score de Harris Total au dernier recul était de 93,07 $\pm$ 11,61 (43 ;100) pour le groupe 1 Durom et de 98,93 $\pm$ 1,8 (93 ; 100) pour le groupe 2 BHR, avec $p= 0,0019$.

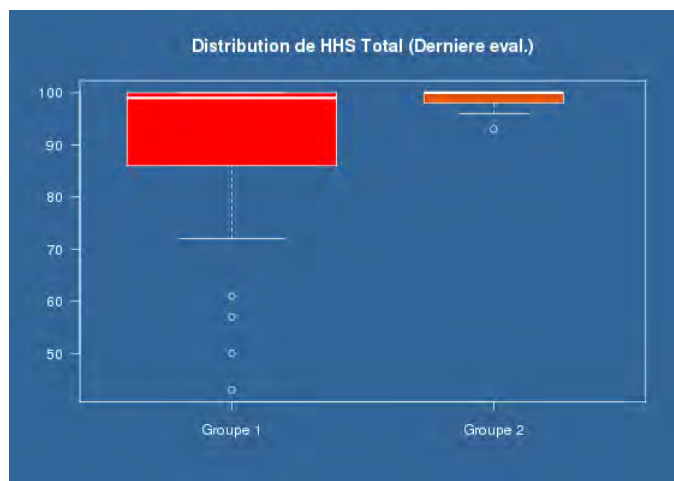


Figure 61 HHS au dernier recul (groupe 1= BHR; groupe 2= Durom)

Le gain de score de Harris Total au dernier recul était de 48,08 $\pm$ 14,75 (30 ; 89) pour le groupe Durom et de 45,17 $\pm$ 8,8 (30 ; 63) pour le groupe BHR, avec $p= 0,36$.

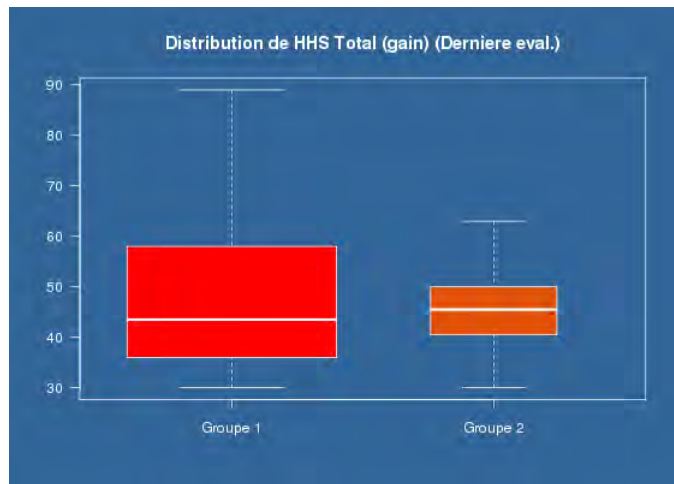


Figure 62 Gain de HHS (groupe 1= BHR; groupe 2= Durom)

Le score de PMA Total en préopératoire était de 11,24 +/- 2,58 (5 ; 17) pour le groupe Durom et de 13,14 +/- 2,01 (9 ; 17) pour le groupe BHR, avec $p < 0,001$.

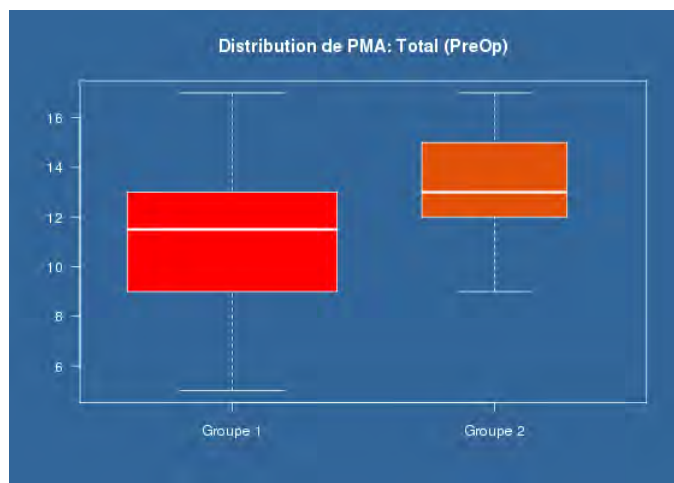


Figure 63 PMA préopératoire(groupe 1= BHR; groupe 2= Durom)

Le score de PMA Total au dernier recul était de 17,29 +/- 1,43 (11 ; 18) pour le groupe Durom et de 17,67 +/- 0,77 (14 ; 18) pour le groupe BHR, avec $p = 0,12$

Le gain de score de PMA Total au dernier recul était de 6,14 +/- 3,03 (0 ; 13) pour le groupe Durom et de 4,26 +/- 2,62 (0 ; 9) pour le groupe BHR, avec $p = 0,001$.

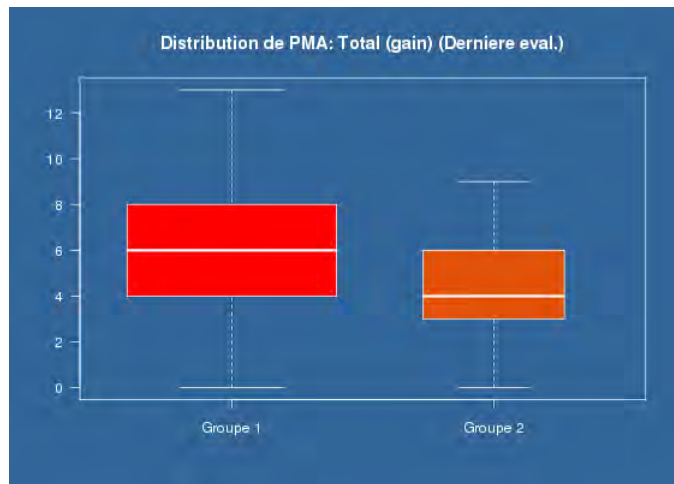


Figure 64 Gain de PMA (groupe 1= BHR; groupe 2= Durom)

Il n'existait aucune différence statistiquement significative entre les distributions du score de Devane tant en préopératoire que en post opératoire.

3.5.3 Complications et courbes de survie :

Le taux de complications était statistiquement plus important dans le groupe Durom 15,25% que dans le groupe BHR 4,76% avec $p=0,0466$.

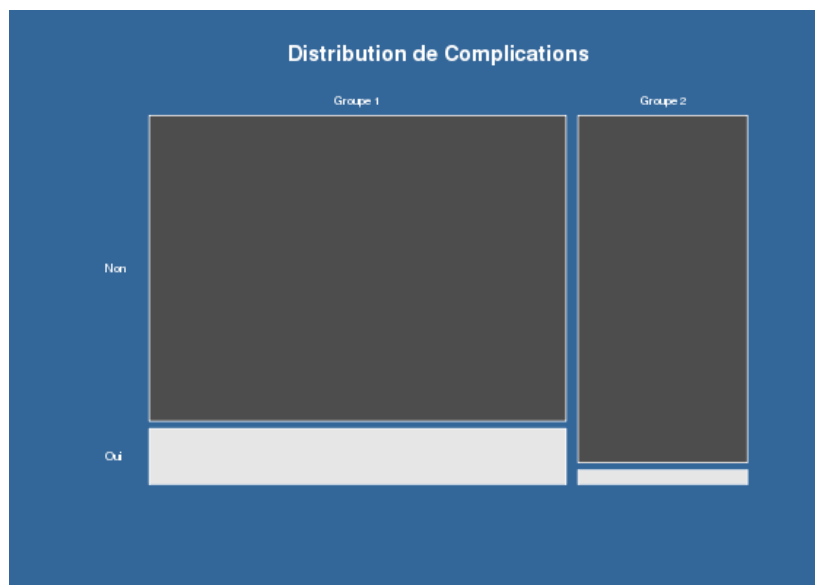


Figure 65 Distribution des complications (groupe 1= BHR; groupe 2= Durom)

Cependant l'analyse de Kaplan-Meier du taux de survie, avec comme « endpoint » une réopération quelle que soit la raison, ne montrait pas de différence statistiquement significative entre les deux groupes.

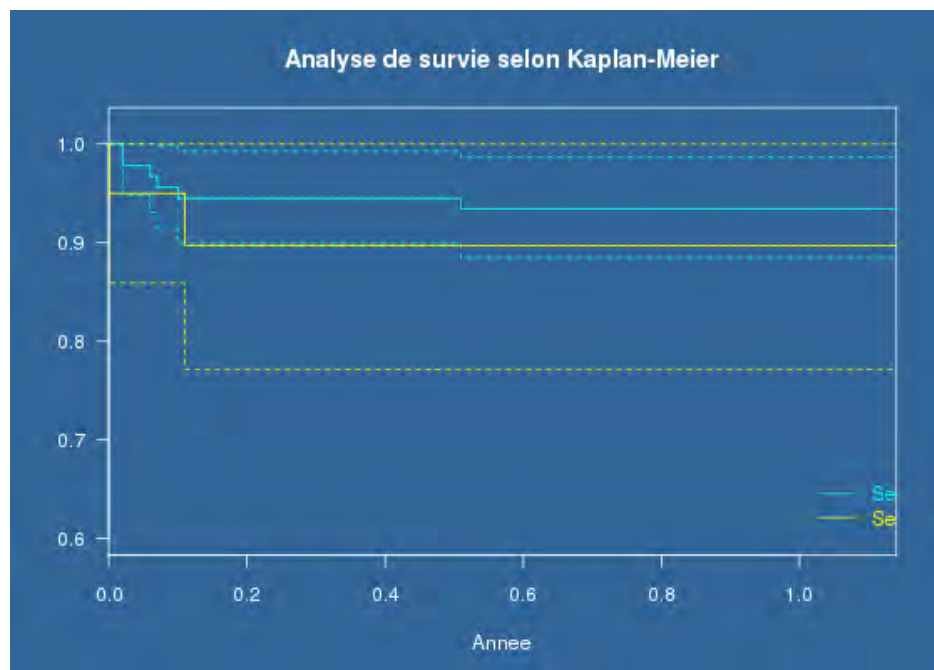


Figure 66 Courbes de survie (groupe 1= BHR en bleu; groupe 2= Durom en jaune)

3.5.4 Au total :

Il paraît très difficile de tirer des conclusions de la comparaison de ces deux groupes, au vue des nombreux biais existants. En effet, le nombre de patients, le recul, l'expérience chirurgicale au moment de la chirurgie sont autant de facteur de confusion. Toutefois, malgré des résultats fonctionnels meilleurs avec les implants BHR, il n'a pas été constaté à ce stade de différence statistiquement significative en terme de survie même si le groupe Durom était grevé de plus de complications.

ETUDE COMPARATIVE ENTRE RESURFACAGE ET PTH :

Smith et al(140), dans une récente méta-analyse ont rapporté un taux de révision deux fois supérieur pour les implants de resurfaçage (HRA) par rapport aux prothèses totales de hanche conventionnelles(THA). Malgré ces résultats, l'étude montrait des scores fonctionnels meilleurs avec le resurfaçage de hanche. Peu d'études ont comparé les résultats fonctionnels entre HRA et THA et leurs niveaux de preuve sont généralement très faibles. La plupart des études prospectives comparant THA et HRA rapportent uniquement des résultats fonctionnels et sont souvent contradictoires (146,147).

L'objectif de cette étude était de comparer les résultats fonctionnels, les taux de révision et de complication entre resurfaçage de hanche (HRA) et un groupe contrôle de prothèse totale de hanche (THA). L'hypothèse nulle était que les résultats étaient identiques entre les 2 groupes.

1 MATERIEL & METHODES:

1.1 Profil de l'étude

Les patients des deux groupes ont été inclus entre 2006 et 2010. Les critères d'inclusion étaient : des patients d'âge < 70 ans pour les homes et <60 ans pour les femmes, présentant une coxarthrose de hanche ou une ostéonécrose aseptique (de volume inférieur à 30% de la tête fémorale). La différence d'âge entre les hommes et les femmes étaient liées aux différences en terme de qualité osseuse entre les deux sexes susceptible d'exposer à un risque de fracture plus élevé (11,86). La décision de réaliser un resurfaçage ou une THA était laissée à la discrétion du chirurgien (PC) et du patient.

1.2 Informations générales et informations péri-opératoires

Les informations préopératoires étaient collectées la veille de l'intervention. Les patients devaient signer un consentement et autoriser le stockage des informations dans notre base de

données informatique en ligne ORTHOWAVE V6 Database (ARIA SOFTWARE Ltd, France).

Les informations générales collectées incluaient : l'âge, le sexe, la profession, l'Indice de masse corporelle (IMC), le traitement médical, les antécédents médicaux.

Les patients étaient évalués par de scores fonctionnels cliniques : cotation fonctionnelle de Harris, score de Postel Merle d'Aubigné (PMA), score de Devane.

1.3 Données peropératoires et détails chirurgicaux :

Elles incluaient le type de voie d'abord, le type d'implant utilisés, leur taille et leur mode de fixation, la survenue d'éventuelles complications, la durée opératoire.

1.4 Suivi :

Les patients étaient revus à 3 mois, à 1 an, puis chaque année. De manière facultative le patient pouvait être revu à 6 mois post opératoire s'il le souhaitait. Cette étude rapporte les résultats à un minimum de deux ans de suivi.

1.5 Critères de jugement

L'évaluation reprenait les scores fonctionnels cliniques : cotation fonctionnelle de Harris(52,53,136), score de Postel Merle d'Aubigné (PMA)(53,137), score de Devane(53,138). La présence de complications et les observations radiologiques éventuelles étaient enregistrées dans la base de données. Le critère de sortie/« end point » était la réopération quelle qu'en soit la raison.

1.6 Analyse statistique :

Toutes les données ont été extraites de la base de donnée en ligne grâce au logiciel ORTHOWAVE Software (ARIA SOFTWARE Ltd, France). Toutes les analyses statistiques ont été réalisées par un statisticien indépendant en utilisant les logiciels EXCEL (Microsoft Inc, Redmond, Wash) et SPSS software (SPSS Inc, Chicago, Ill).

Une analyse statistique descriptive a été réalisée pour chaque donnée en réalisant un t test de Student. Les différences entre les résultats des données préopératoires et ceux aux différents

suivis ont été analysées à l'aide de t tests de Student appariés. Les comparaisons entre les différents groupes étaient étudiées par des tests de Fischer-Student pour les données paramétriques et par des tests khi2 pour les données non paramétriques. Le seuil de significativité était retenu pour $p < 0.05$. Les analyses de taux de survie étaient réalisées selon la méthode de Kaplan-Meier en utilisant comme critères de sortie le temps à la réopération quelle que soit la raison.

2 RESULTATS :

2.1 Population :

A un recul moyen de 38,6 mois, il y avait 142 patients avec un resurfaçage (groupe 1) et 278 patients avec une THA (groupe 2). Aucun patient n'était perdu de vue ou décédé. Dans le groupe 1: l'âge moyen était de 45,5 ans (range, 17-69 ans), l'IMC était de 24,85 (range, 19,26-35,1) et il y avait 124 hommes pour 18 femmes. Dans le groupe 2: l'âge moyen était de 55,9 ans (range, 25-70 ans), l'IMC était de 25,97 (range, 17,3-45,72) et il y avait 182 hommes pour 96 femmes. La comparaison des données générales entre les deux groupes montrait uniquement une différence statistique pour l'âge et le sexe. Tous les resurfaçages avaient été opérés selon la technique du service par voie d'abord antérolatérale (71). Toutes les THA avaient été implantées par voie d'abord postérieure minimal-invasive avec réparation capsulaire systématique(148,149). Les prothèses de resurfaçage utilisées étaient Durom® (Zimmer, Warsaw, Indiana) dans 100 cas et Birmingham Hip Resurfacing, BHR® (Smith&Nephew, Memphis, Tennessee) dans 42 cas. Les implants de THA utilisés étaient Omnicase® (Zimmer, Warsaw, Indiana) pour la tige fémorale et RM® (Robert Mathys, Bettlach, Switzerland) pour la cupule acétabulaire. Les têtes fémorales utilisées étaient en céramique de diamètre 28 mm ou 32 mm si la taille des implants le permettait. Il existait bien sûr une différence statistiquement significative entre les deux groupes en terme de surface de frottement, de taille de tête fémorale, et de méthode de fixation. Cependant il n'existait aucune différence entre les deux groupes pour la taille des implants acétabulaires.

2.2 Scores fonctionnels:

Le score HHS moyen préopératoire était de 55,13 dans le groupe 1 vs 53,18 dans le groupe 2.

La différence entre les deux groupes n'était pas significative. L'amélioration du score HHS était plus importante dans le groupe 1: 39,46 versus 27,47 dans le groupe 2 avec $p < 0,001$ (Fig. 65). Les résultats étaient identiques si l'on considérait chaque partie du score HHS excepté pour le gain concernant l'"attitude vicieuse" (Tableau 5).

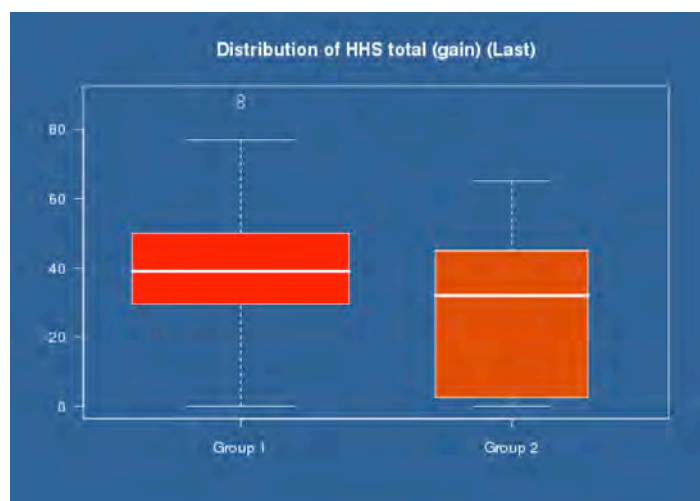


Figure 67 Gain de score HHS entre RHA (groupe 1) et THA (groupe 2)

Tableau 5 Comparaison HHS entre RHA et THA

Functional Score	Group 1 : RHA	Group 2 : THA	P value
HHS preop	55.13 +/-14,99	53.18 +/-16	0.28
HHS 2 ans postop	94.67 +/-10.11	91.47 +/-10.9	<0.01
Gain Total HHS	39.46 +/-18	27.47 +/-20.88	<0.01
Gain Douleur HHS	24,78 +/-11.61	17.76 +/-14.05	<0.001
Gain Fonction HHS	12.58 +/-9.12	8.57 +/-7.93	<0.001
Gain Mobilité HHS	1.52 +/-1.11	1.03 +/-0.97	<0.001
Gain Déformité HHS	0.48 +/-1.31	0.43 +/-1.25	0.80

Le score PMA moyen préopératoire était de 11,83 dans le groupe 1 vs 11,63 dans le groupe 2 ($p>0,05$). La différence entre les deux groupes n'était pas significative. Le score moyen de PMA à 2 ans de recul était de 17,41 dans le groupe 1 vs 17,07 dans le groupe 2 ($p>0,05$). L'amélioration du score PMA était plus importante dans le groupe 1: 5,55 vs 3,27 ($p<0,001$) dans le groupe 2 avec $p<0,001$ (Fig. 66).

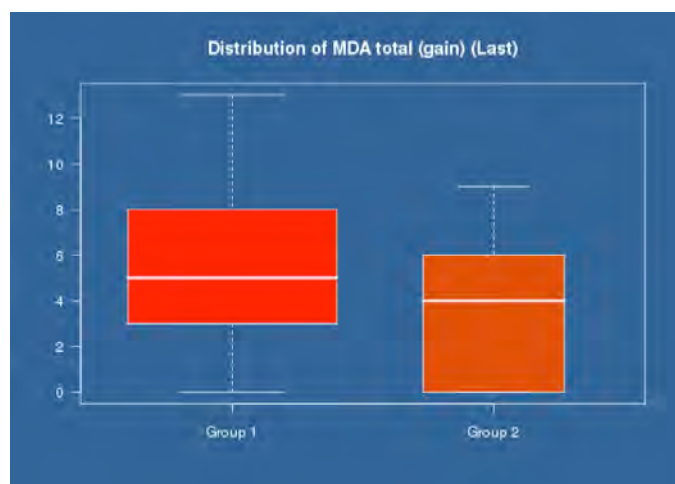


Figure 68 Gain de PMA entre RHA (groupe 1) et THA (groupe 2)

Il n'existait aucune différence dans la distribution du score de Devane en préopératoire entre les deux groupes. Le nombre de patients ayant eu une augmentation de leur score de Devane était plus important dans le groupe 1 65,6% contre 45,5% dans le groupe 2 $p<0,01$ (Tableau 6).

Tableau 6 Comparaison du score de Devane entre RHA et THA

Devane				Preop Compte %		2 ans Compte %	
				RHA	THA	RHA	THA
Travail lourd/ Sports de contact				19.01	6.47	39.43	5.03
Travail léger/ Sports sans contact				35.21	35.61	55.63	37.76
Activités loisirs/ Jardinage				35.91	28.42	2.81	44.60
Semi sédentaire/ Travaux de ménage				9.17	22.66	0	8.99
Sédentaire/ Dépendant				0.70	6.84	2.13	3.62
Inconnu				0	0	0	0

2.3 Complications et révisions :

Dans le groupe 1 on a déploré une complication peropératoire due à une erreur technique lors de la préparation du ciment et de l'impaction de l'implant fémoral. Ce patient a présenté une fracture du col fémoral dans les 3 semaines ayant suivi la chirurgie. Dans le groupe 2 nous avons observé une complication pré-opératoire: une fracture fémorale qui a été traitée par cerclages et décharge durant 6 semaines.

A 2 ans de recul, dans le groupe 1, 6 fractures du col femoral sont survenues dont deux avec fracture de la tige de centrage (implants Durom® dans les deux cas), 2 descellements aseptiques acétabulaires, une enthésopathie du moyen fessier. Seuls les hommes avec des implants Durom étaient concernés par ces complications $p < 0,01$. Les fractures fémorales

étaient traitées par une révision bipolaire (Omnica; RM) alors que les descellements aseptiques acétabulaires étaient traités par une révision unipolaire.

Dans le groupe 2, 5 complications sont survenues : deux fractures du fémur Vancouver B2, un descellement aseptique, une infection profonde et une enthésopathie du psoas ayant nécessité un traitement chirurgical. Ces complications ont été traitées respectivement par une révision unipolaire de la tige fémorale, une révision unipolaire avec cupule acétabulaire cimentée, une révision bipolaire en deux temps et un débridement chirurgical.

En tenant compte de toutes les complications, le taux était significativement plus élevé dans le groupe 1 6.34% vs 1.79% dans le groupe 2 ($p < 0.0001$) (Fig. 69). Le taux d'échec d'implant (réopération) était aussi plus élevé dans le groupe 1: 3.52% vs 0.36% dans le groupe 2 ($p < 0.031$). Le taux de révision était de 5.63% dans le groupe 1 et 1.79% dans le groupe 2 ($p < 0.014$).

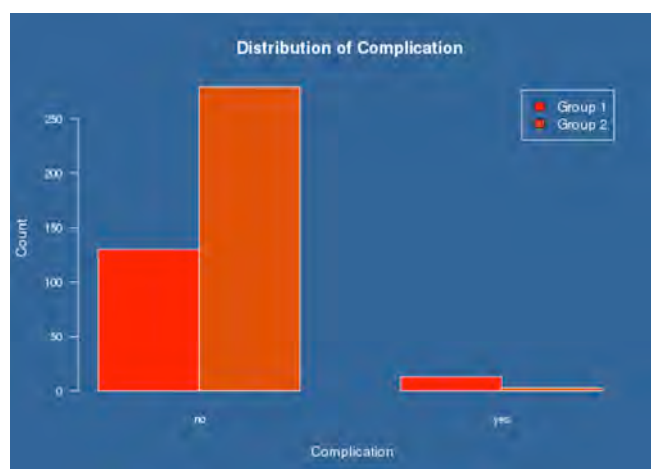


Figure 69 Distribution des complications entre RHA (groupe 1) et THA (groupe 2)

2.4 Courbes de survie:

La courbe de survie de Kaplan et Meier montrait à 2 ans 94.4% de survie pour HRA vs 98.2% pour THA avec un Log-rank p value <0.05 (Fig. 70).

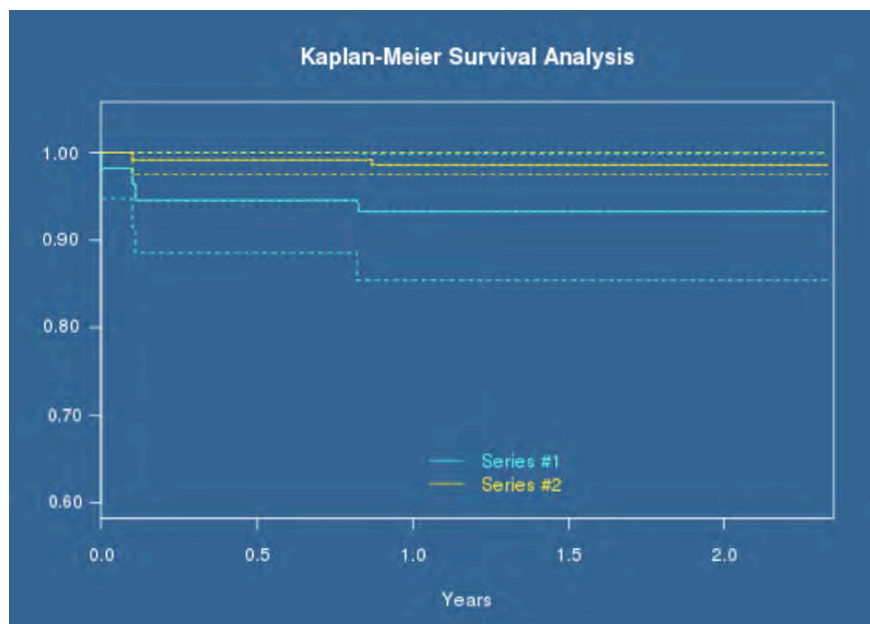


Figure 70 Courbes de survie Kaplan-Meier entre RHA (groupe 1) et THA (groupe 2)

3 DISCUSSION:

Les résultats de cette étude montrent clairement que les implants de resurfaçage offrent de meilleurs résultats fonctionnels que les prothèses totales de hanche au prix d'un taux de complication et de révision plus élevé.

Néanmoins, un certains nombres de points doivent être soulignés. Les deux groupes sont légèrement différents : le groupe 1 est composé de patients plus jeunes et de plus d'hommes que le groupe 2. Cela pourrait constituer un biais concernant les meilleurs résultats fonctionnels du resurfaçage. Une solution pour éviter ce biais eût été d'apparier les patients. Cependant ce type de méthodologie nécessite une interprétation prudente dans la mesure où les patients peuvent différer entre les deux groupes sur des critères n'apparaissant pas lors de l'appariement (140).

L'utilisation de deux voies d'abord différentes entre les groupes doit aussi être considérée. Plusieurs auteurs ont cependant montré que la voie d'abord n'influait pas les résultats fonctionnels d'un resurfaçage (54,62,69,149): Myers et al(69) ne retrouvaient pas de différence entre voie d'abord postérieure et latérale; Mc Bryde et al(62), ont étudié l'influence de la voie d'abord sur le devenir de l'implant Birmingham Hip Resurfacing® et ont comparé 135 procédures de resurfaçage réalisées par voie antéro-latérale avec 774 resurfaçages réalisés par voie d'abord postérieure. Ils ne retrouvaient aucune différence en terme de fonction, de survie ou de complication à plus de 8 ans de recul.

Plusieurs auteurs retrouvaient également de meilleurs résultats fonctionnels avec les implants de resurfaçage. Swank et al(150), ont comparé resurfaçage mini-invasif et THA mini-invasive et retrouvaient de meilleur résultats fonctionnels avec les implants de resurfaçage à 2 ans de recul. Smith et al(140), dans une méta-analyse concluaient à de meilleurs résultats fonctionnels avec le resurfaçage de hanche. Seuls Stulberg et al(147),rapportaient de meilleurs résultats avec le resurfaçage qui disparaissaient après 24 mois de recul.

En conclusion notre étude rapporte un taux de révision et de complication plus important avec le resurfaçage de hanche mais de meilleurs résultats fonctionnels avec ce dernier. Cette étude doit-être considérée comme une analyse intermédiaire et notre intention est de rapporter des résultats à un plus long recul.

CONFRONTATION DES RESULTATS A CEUX DE LA LITTERATURE

Les résultats des deux études précédentes ont été comparés à ceux des grandes séries et des registres nationaux afin de pouvoir être interprétés et analysés à leur juste valeur.

1 Séries majeures publiées :

Afin de pouvoir confronter les résultats de cette série une revue systématique de la littérature a été menée en termes de complications, de survie et de charge révisioennelle. Cette analyse devait ainsi permettre de comparer le taux de révision des implants de resurfaçage avec les taux de survie limites fixés par le National Institute of Clinical Excellence (NICE) (limite de 10% à 10 ans), faisant parti du système national de santé (NHS) anglais et gallois(57,151-153). La recherche a été réalisée le 14 juillet 2012 sur les bases de données Cochrane, EMBASE et MEDLINE en suivant les recommandations PRISMA statement(58,154). La recherche électronique incluait les articles publiés jusqu'au 25 juillet 2012. Les termes suivant ont été utilisés avec les articulations « AND », « NOT », et « OU » : hip, femur head, femoralhead, femur neck, femoral neck, resurfac outcome , follow-up, FU, prosthesis failure, pseudotumor, pseudotumour, mechanical stress, gait, patient satisfaction, activity, activities, surviv* and risk factors. Tous les titres et abstract étaient revus par un seul observateur et pour les études remplissant les critères d'éligibilité, l'article complet avait été obtenu. Les listes de référence des méta-analyses et des revues systématiques de la littérature, étaient examinées afin de ne pas méconnaître des études non identifiées par la recherche. Les critères d'inclusion étaient les suivants : publication en anglais, études rapportant les taux de survie ou de révision de l'implant, recul minimum de 6 mois. Les critères d'exclusion étaient : études sur les héli-arthroplasties, études rapportant les résultats après révision d'un resurfaçage, études rétrospective sur les échecs d'implants, études de type note technique, études

rapportant des résultats de laboratoire uniquement, études histologiques, études in-vitro, étude de simulation, études de bio ingénierie, études radiologiques, études de registres nationaux, cas cliniques, études sur la densité osseuse péri-prothétique. Si des articles décrivaient les mêmes séries de patients, le plus récent avec le plus grand nombre de patients était retenu. Les critères d'inclusion/exclusion étaient contrôlés par deux observateurs différents avec l'arbitrage d'un troisième en cas de désaccord. L'extraction des données se concentrait sur le type de prothèse, le design de l'étude, les caractéristiques de base des patients, le suivi moyen, les scores fonctionnels, les taux de survie, le type et le nombre de complications. Les scores fonctionnels étaient normalisés dans la mesure du possible sur une échelle de 0 à 100, avec 100 représentant le meilleur résultat fonctionnel possible. Les taux de survie des implants étaient analysés en fonction du recul moyen de la série pour pouvoir être comparés aux critères de NICE. La qualité, en terme de niveau de preuve des études était jugée à l'aide du système d'évaluation GRADE (Grading of Recommendations Assessment, Development and Evaluations) classant la qualité des études en élevée, modérée, basse et très basse(59,155). La recherche a mis en évidence 780 citations publiés entre le premier janvier 2005 et le 14 juillet 2012. Le nombre d'études extraites répondant aux critères d'inclusion/exclusion était de 52.

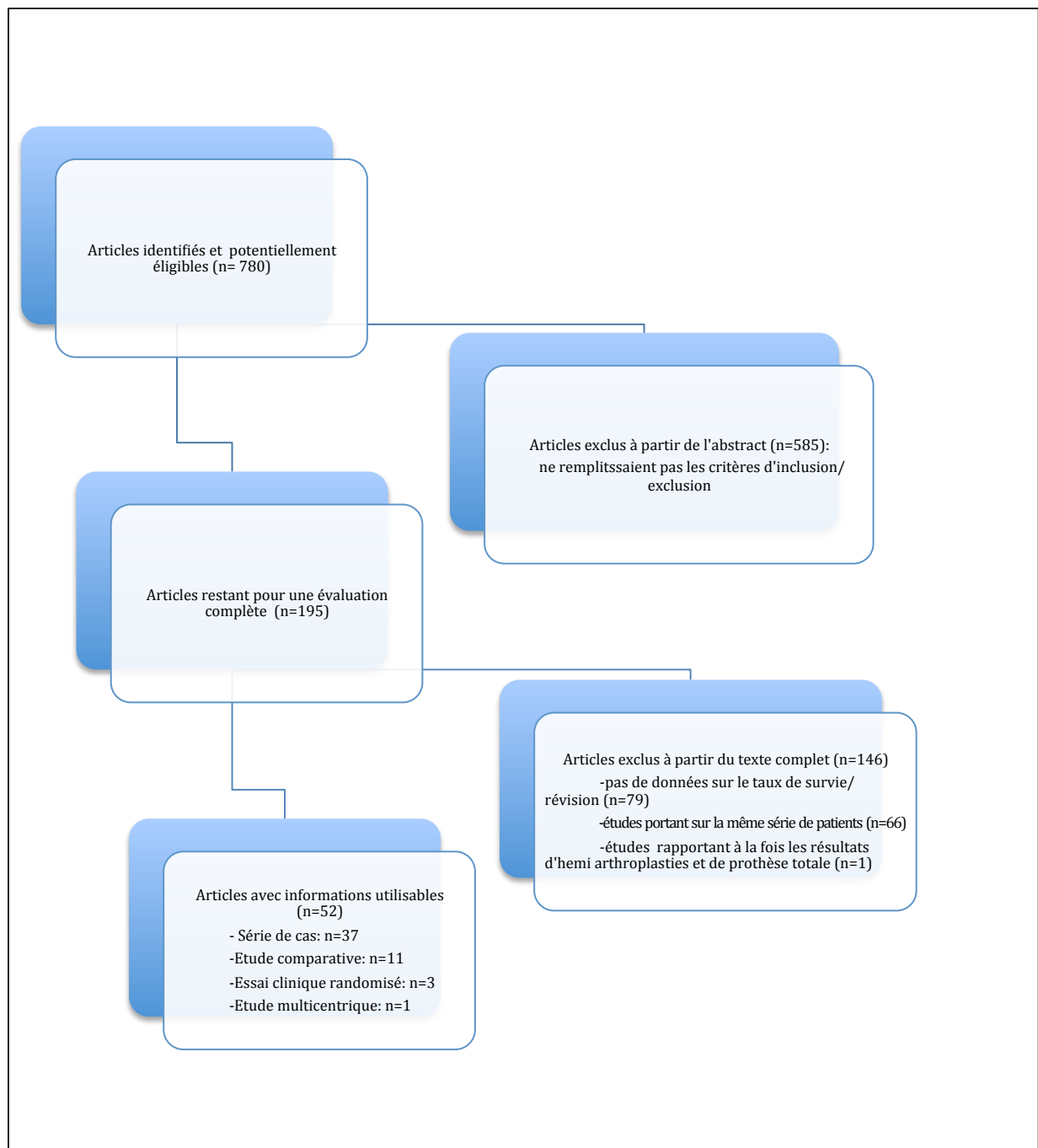


Figure 71 Arbre décisionnel PRISMA

Six études portaient sur l'implant de resurfaçage de hanche ASR® (DePuy Orthopaedics Inc, Warsaw, Indiana), vingt-deux sur l'implant BHR® (Smith & Nephew Inc, Memphis, Tennessee), onze sur l'implant Conserve plus® (Wright Medical Technology Inc, Arlington, Tennessee), cinq sur l'implant Cormet 2000® (Corin Group PLC, Cirencester, Royaume-Uni) et quatre sur l'implant Durom® (Zimmer, Warsaw, Indiana). Une étude rapportait les

résultats de l'implant BHR® et de l'implant ASR®. Une autre étude décrivait l'utilisation à la fois de l'implant McMin® (Corin Group PLC) et de l'implant BHR® et une autre décrivait uniquement l'implant McMin deuxième génération® (McMin hybrid resurfacing; Corin Group PLC), qui était seul en usage autour de 1996. Une étude comparait l'implant BHR® à l'implant Recap® (Biomet Inc, Warsaw, Indiana). Les données ont été ainsi présentées sur six des 11 dispositifs de resurfaçage actuellement sur le marché. Nous n'avons pas pu identifier d'études répondant à nos critères d'inclusion/exclusion pour les implants ACCIS® (Implantcast GmbH, Buxtehude, Allemagne), Adept® (Finsbury Orthopédie), ESKA Bionik® (Implants ESKA, Lübeck, Allemagne), Icône® (International Orthopédie, Geisingen, Allemagne), Mitch® (Stryker, Kalamazoo, Michigan).

Trois essais cliniques randomisés et 7 études comparatives comparaient les résultats des implants de resurfaçage aux prothèses totales de hanche conventionnelles. La durée moyenne de suivi pour la majorité de ces études était de 5 ans. L'étude menée par Baker et al(156), rapporte un suivi moyen de 9 ans (8,2 ; 10,3) pour le groupe resurfaçage (BHR) et de 10,7 ans (7,5 ; 14,5) pour le groupe PTH. Un essai clinique randomisé a eu un suivi moyen de 4,7 ans pour les deux groupes (Durom).

Seules 2 études ont comparé les résultats de deux implants de resurfaçage entre eux. Une étude comparait les résultats chez 29 patients ayant bénéficié d'un resurfaçage bilatéral avec d'un côté un implant BHR et de l'autre un implant ReCap. Cette étude ne retrouvait pas de révision avec un recul moyen de 4,8 ans pour l'implant BHR et de 1,4 ans pour l'implant ReCap. Une autre étude analysait une série prospective de 660 procédures avec les implants BHR, ASR et ASR PTH. Cette étude retrouvait que 17 patients avaient nécessité une révision (implant ASR dans tous les cas). Le taux de révision était de 0% pour l'implant BHR, 3,2% pour ASR et 6% pour ASR PTH. De Steiger et al(157), retrouvaient des résultats similaires.

Le taux de révision cumulé à 5 ans était de 10,9% (IC à 95%, de 8,7 à 13,6) avec l'implant ASR et 4% (IC à 95%, 3.7 à 4.5) pour les autres implants de resurfaçage. Le taux de révision cumulé, en raison de métallose était de 1,7% (IC à 95%, de 0,9 à 3,1) avec l'implant ASR contre 0,3% (IC à 95%, 0.2 à 0.5) pour les autres implants. Ces résultats sont à l'origine du retrait de cet implant du marché dans de nombreux pays.

Trente-sept études à un seul bras rapportaient les résultats en terme de survie/révision pour les différents implants de resurfaçage.

Tableau 7 Détails des 52 études incluses

Auteur/s	Design de l'étude	Implant	Nombre de hanches	% d'hommes	Age moyen	% OA primitive/ OA secondaire/Autres	Recul moyen	% de perdu s de vue	Nombre de révisions	Survie % (95% IC)
Amstutz et al(65,86)	Serie de cas prospective	Conserv e plus	1107	74	50	NS	6,8	0,2	44	96
Aulakh al(55,158)	Serie de cas prospective	BHR	202	75	42	50/0/50	7,5	0	6	97,7 AVN ; 95 OA
Baker al(66,156)	Etude comparative BHR Vs PTH	BHR	54 BHR Vs 54 PTH	74	50	100/0/0	9	NR	5 BHR Vs 9 PTH	NR
Beaulé al(55,66,159)	Serie de cas prospective	Conserv e plus	116	81	47	81/9/10	3,2	1,9	2	98,1
Bergeron al(67,160)	Serie de cas prospective	ASR	228	80	54	97/0/3	4,6	3	8	94,8
Bose al(67,161)	Serie de cas prospective	BHR	96	84	39	0/100/0	5,4	0	3	95,4
Carrothers al(68,162)	Etude multicentrique	BHR	5000	67	53	NS	7,1	NR	182	96,3

Costa al(68,163)	et	Etude comparative Cormet Vs PTH	Cormet	73 Cormet Vs 137 PTH	86 (cormet) Vs 47(PTH)	53	NS	2,4	NR	0 Cormet Vs 3 THA	NR
Daniel al(62,164)	et	Serie de cas prospective	McMinn et BHR	446	79	48	100/0/0	3,3	0	1	99,8
Daniel al(69,165)	et	Serie de cas prospective	McMinn 2nde generati on	184	59	54	82/0/18	10,5	0,5	30	84
De Smet al(56,166)	et	Serie de cas prospective	BHR	252	69	50	81/6/13	5	1,5	3	98,9
De Steiger al(70-74,157)	et	Etude comparative ASR Vs PTH	ASR	1167 ASR	95	53	NR	5	NR		89,1
Della Valle al(75,167)	et	Serie de cas prospective	BHR	537	71	52	89/6/5	0,87	NR	14	NR
Delpont al(76-78,168)	et	Etude comparative BHR Vs Recap	BHR et Recap	56	82	52	NS	4,8	NR	0	NR
Fowble al(79,169)	et	Etude comparative Conserve plus Vs PTH	Conserv e plus Conserve plus	50 Conser ve plus Vs 44 PTH	62	50	98/1/1	3,2	NR	1 Conser ve plus Vs 0 PTH	NR
Giannini al(81,170)	et	Serie de cas prospective	BHR	350	52	51	52/22/26	2	NS	4	98,8
Gravius al(82,171)	et	Serie de cas prospective	Durom	82	56	53	93/7/0	2,4	2,4	2	97,6
Gross al(83,172)	et	Serie de cas prospective	Cormet	100				8	NR	21	93
Heilpern al(84,173)	et	Serie de cas prospective	BHR	113	58	54	88/4/8	5	3	4	96,3 (92,8- 99,8)

Hing al(85,174)	et	Serie de cas prospective	BHR	230	66	52	NS	5	0,5	2	97,8 (97,1- 100)
Hulst al(86,175)	et	Serie de cas prospective	Conserv e plus	643	67	49	65/15/20	10,4	NR	45	98,3
Jameson al(87,176)	et	Serie de cas prospective	ASR	214	60	56	68/5/27	3,6	0	12	93 (80- 98)
Khan al(87,177)	et	Serie de cas prospective	BHR	679	60	51	NS	6	2	29	95,7 (94,4- 97,4)
Killampalli al(88,178)	et	Serie de cas prospective	Cornet	100	61	56	97/1/2	5	0	0	100
Kim al(33,89,117)	et	Serie de cas prospective	Conserv e plus	200	78	49	86/4/10	2,6	0	14	93
Klein al(37,88- 92,179)	et	Serie de cas prospective	ASR	115	47	58	100/0/0	1	0	13	88,7
Langton al(93,180)	et	Etude comparative BHR Vs ASR	BHR et ASR Vs 505 ASR	155	54	56	NS	2,9	NR	17 ASR Vs 0 BHR	NR
Larbpaiboonpo ng al(22,94,95,181)	et	Serie de cas prospective	BHR	40	58	41,3	35/52/13	1,4	0	1	97,5
Lei al(96,182)	et	Serie de cas prospective	Durom	90	52	47	50/0/50	2,3	0	1	98,9
Madadi al(183)	et	Etude comparative ON VS OA	Cornet	52	52	35	50/0/50	3,4	NR	6	88,4
Madhu al(184)	et	Serie de cas prospective	BHR	117	58	54	56/44/0	7	1	8	91,5 (85,4- 97,6)
Malhotra al(185)	et	Série de cas retrospectiv e	ASR	32	70	33	0/0/100	3,6	0	1	96,8

Marker al(186)	et	Serie de cas prospective	Conserv e plus	361	71	50	74/15/11	4,9	NR	23	93,6
Marulanda al(187)	et	Serie de cas prospective	BHR	230	73	55	87/0/13	1,3	NS	3	98,7
McAndrew al(188)	et	Serie de cas prospective	BHR	180	NS	56	94/0/6	2	0	3	98,3
McBryde(189)		Serie de cas prospective	BHR	2123	62	55	100/0/0	3,46	0	48	97,5 (96,3- 98,3)
McMinn al(27)	et	Serie de cas prospective	BHR	3095	NS	53		8	0	68	98
Mont et al(190)		Etude comparative Conserve plus Vs PTH	Conserv e plus Conserve plus Vs PTH	54	75	52	100/0/0	3,5	0	2	NR Conserve plus Vs PTH
Mont et al(135)		Serie de cas prospective	Conserv e plus	1016	28	50	77/11/12	2,8	6,3	54	94,2 (90- 96,7)
Naal et al(191)		Serie de cas prospective	Durom	100	66	52	79/6/15	5	NR	11	88,2
Ollivere al(192)	et	Serie de cas prospective	BHR	463	66	56	NS	5	0,6	13	95,8 (94,1- 96,8)
Sandiford al(193)	et	Etude comparative BHR Vs PTH	BHR Vs PTH	141	66	54	100/0/0	1,6	NS	0	NS
Siebel et al(6)		Serie de cas prospective	ASR	300	64	57	NS	0,6	0	8	97,2
Smolders al(194)	et	Essai clinique randomisé	Conserv e plus e plus Vs PTH	38	55	58	90/0/10	1,7	NS	1	NS Conserve plus Vs PTH
Steffen al(195)	et	Serie de cas prospective	BHR	610	59	52	85/9/6	7	0,33	23	95 (95,3-

99,2)											
Stulberg et al(196)	et	Serie de cas prospective	Cornet	337	68	50	86/0/14	2	8,3	24	92,9
Swank and Alkire(150)	and	Etude comparative BHR Vs PTH	BHR	128	62	51	71/5/24	1	0	2 BHR Vs PTH	98,1
Takamura et al(197)	et	Etude comparative	Conserv e plus	500	63	48	63/18/19	8	NR	34 sans FNN Vs avec FNN	86,7 avev FNN Vs 93,6 sans FNN
Treacy et al(198)	et	Serie de cas prospective	BHR	144		55	100/0/0	3,5	10	48	97,5 (96,3-98,3)
Vendittoli et al(199)	et	Essai clinique randomisé	Durom	109	63	49	31/9/60	4,7	0	4 Vs 2	96,3
Wang et al(200)	et	Essai clinique randomisé	Conserv e plus	37	14	45,7	0/0/100	4,9	0	0	100
Witzleb et al(201)	et	Serie de cas prospective	BHR	300	57	49	19/63/18	2	0,7	6	98

Le nombre total de resurfaçages réalisés était de 25957 et le nombre moyen de cas par étude était de 499,17 +/- 883 (38 ; 5000). Le recul moyen était de 4,3 ans +/- 2,54 (0,6 ; 10,5). L'âge moyen des patients était de 50,78 ans +/- 4,6 (35 ; 58). Le pourcentage d'homme par étude était de 64,06% +/- 11,4 (28 ; 95). Le taux de survie moyen était de 95,4% +/- 3,7 (84 ; 100). En terme de charge révisiionnelle pondérée en volume d'implant, les implants BHR, Conserve Plus et Cornet présentaient les meilleurs résultats.

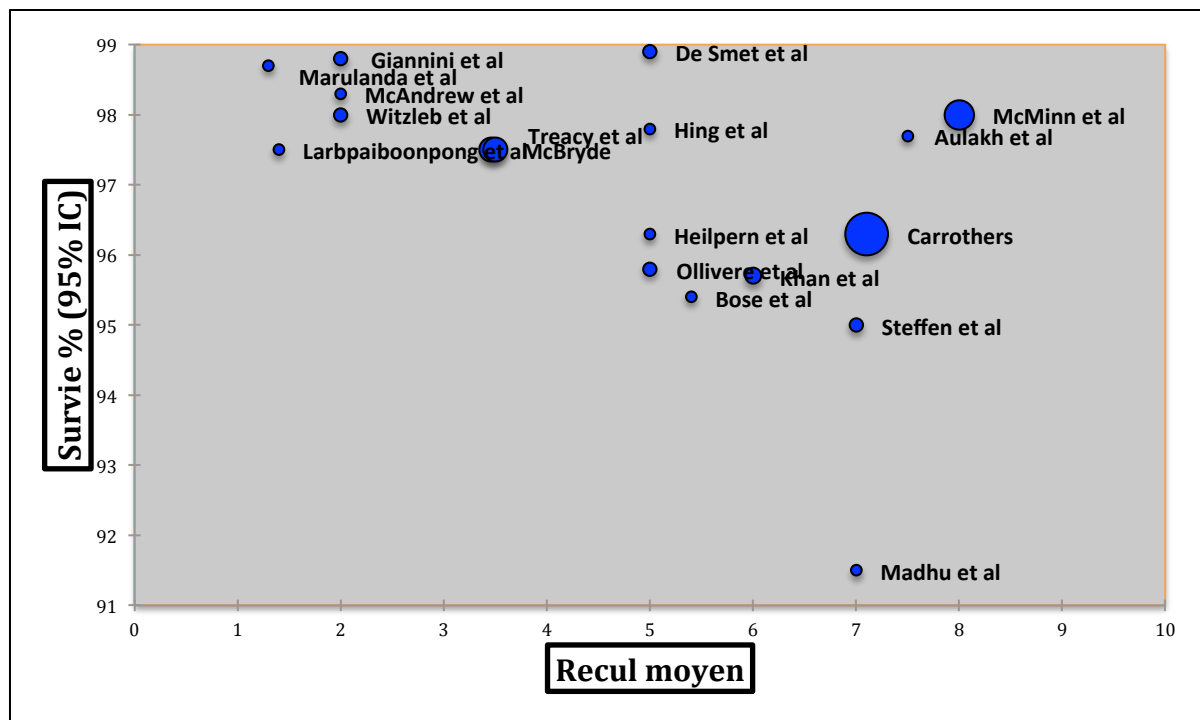


Figure 72 Taux de survie pour l'implant BHR ; le diamètre des points est pondéré par le nombre de patients de la série

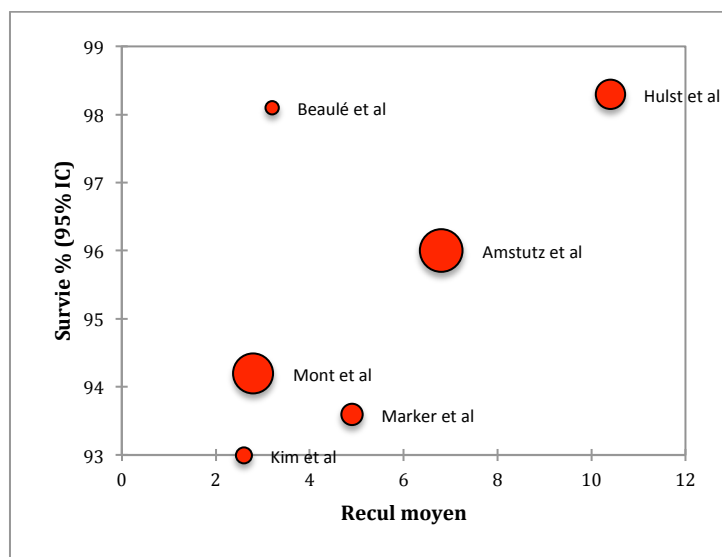


Figure 73 Taux de survie pour l'implant Conserve plus

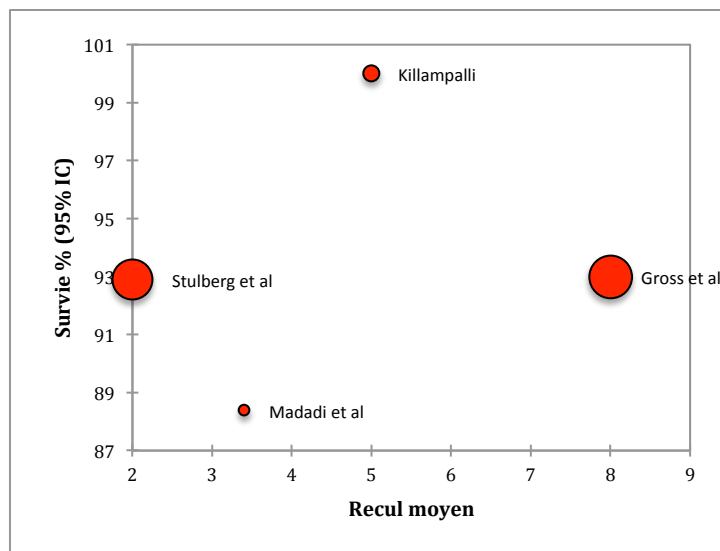


Figure 74 Taux de survie pour l'implant Cormet

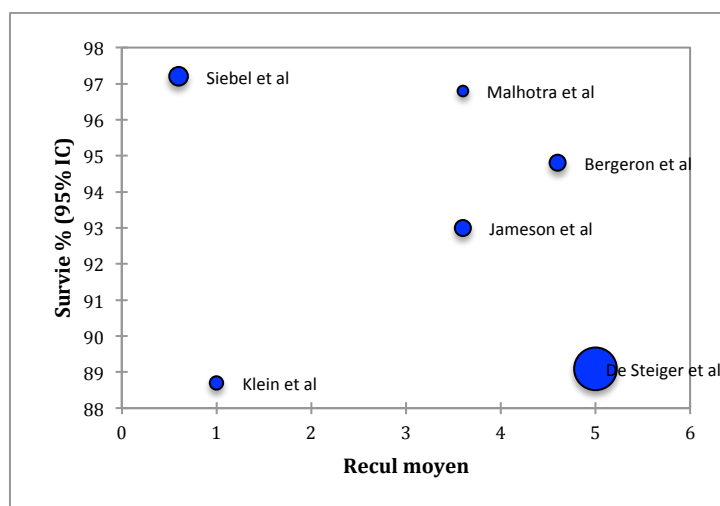


Figure 75 Taux de survie pour l'implant ASR

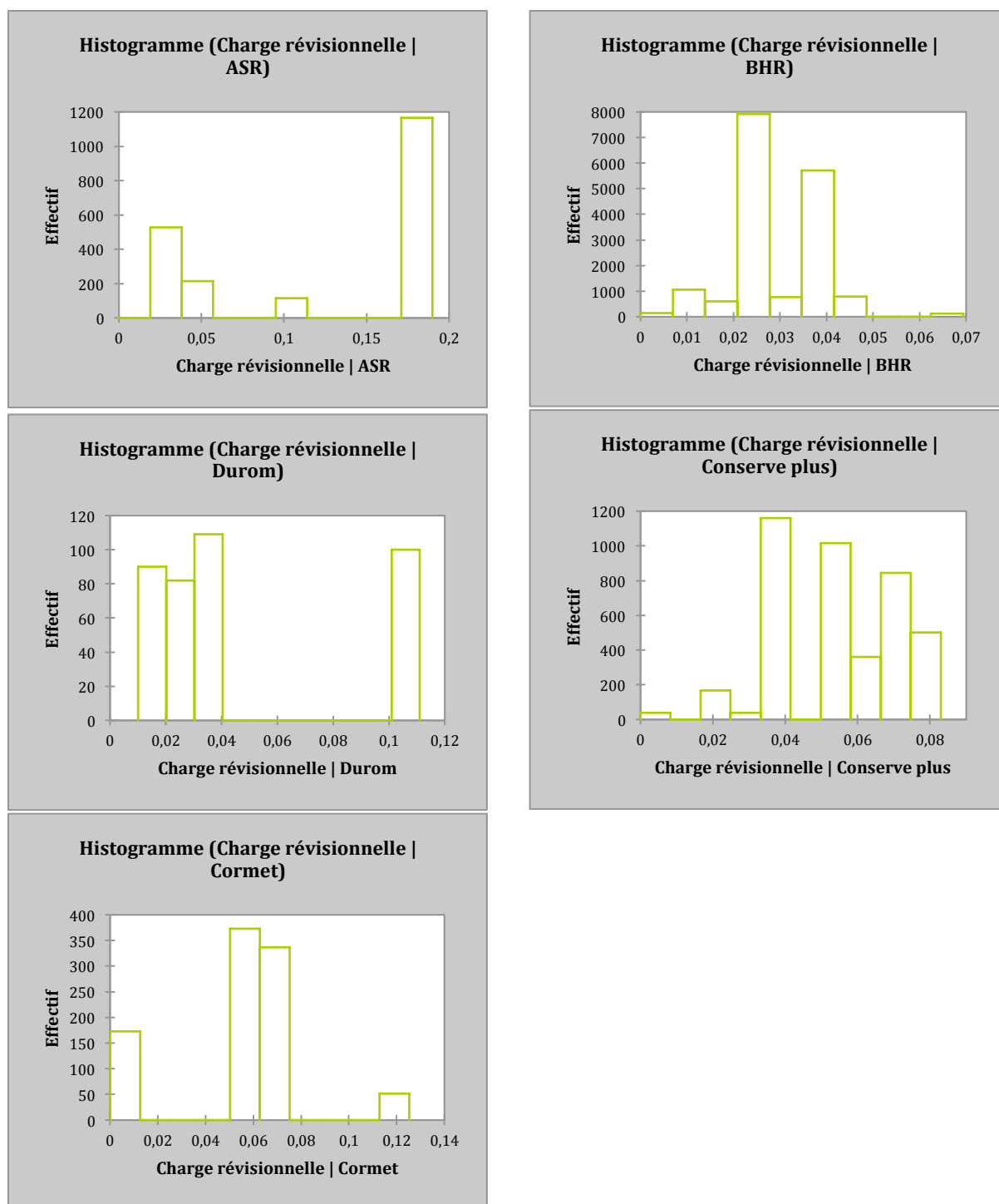


Figure 76 Charge Révisionnelle des différents implants de resurfaçage sur le marché

Les détails des résultats fonctionnels pour chaque étude sont rapportés dans le tableau suivant. Le score moyen postopératoire était de 91,2 +/- 7,9 (68,3 ; 98,6). Il n'existait aucune différence statistiquement significative entre les différents implants en terme de résultats fonctionnels.

Tableau 8 Scores fonctionnels

Auteur/s	Implant	Nombre de hanches	Score fonctionnel	Préopératoire	Postopératoire
Amstutz et al(86)	Conserve plus	1107	UCLA	48	86,5
Aulakh et al(158)	BHR	202	HHS	62 ON VS 58 OA	96ON VS 95,8 OA
Baker et al(156)	BHR	108	OXFORD		
Beaulé et al(159)	Conserve plus	116	HHS	53,1	90,1
Bergeron et al(160)	ASR	228	HHS	46,6	91
Bose et al(161)	BHR	96	UCLA	NR	68,6
Carrothers et al(162)	BHR	5000	HHS	NR	96
Costa et al(163)	Cornet	73	NR	NR	NR
Daniel et al(164)	McMinn et BHR	446	OXFORD	NR	77,5
Daniel et al(165)	McMinn 2nde generation	184	OXFORD	NR	68,3
De Smet et al(166)	BHR	252	HHS	NR	97,2
De Steiger et al(157)	ASR	1167	NR	NR	NR
Della Valle et al(167)	BHR	537	NR	NR	NR
Delpont et al(168)	BHR et Recap	56	HHS	45	96,3
Fowble et al(169)	Conserve plus	50	HHS	45	97
Giannini et al(170)	BHR	350	HHS	57	98,6
Gravius et al(171)	Durom	82	HHS	40,1	94,6
Gross et al(172)	Cornet	373	HHS	57	96
Heilpern et al(173)	BHR	113	HHS	NR	96,4
Hing et al(174)	BHR	230	HHS	62,2	95,2
Hulst et al(175)	Conserve plus	643	NR	NR	NR
Jameson et al(176)	ASR	214	HHS	51,3	94,5
Khan et al(177)	BHR	679	HHS	47	95
Killampalli et al(178)	Cornet	100	OXFORD	37,5	89,6
Kim et al(117)	Conserve plus	200	HHS	55,8	92,1
Klein et al(179)	ASR	115	HHS	59	96
Langton et al(180)	BHR et ASR	660	HHS	NR	94ASR VS 97BHR VS 76 ASR PTH
Larbpaiboonpong et	BHR	40	HHS	35,1	96,4

al(181)					
Lei et al(182)	Durom	90	HHS	57	93
Madadi et al(183)	Cormet	52	HHS	NR	96
Madhu et al(184)	BHR	117	HHS	NR	84,4
Malhotra et al(185)	ASR	32	HHS	39,6	88,4
Marker et al(186)	Conserve plus	361	NR	NR	NR
Marulanda et al(187)	BHR	230	OXFORD	27	78
McAndrew et al(188)	BHR	180	HHS	44	72
McBryde(189)	BHR	2123	NR	NR	NR
McMinn et al(27)	BHR	3095	OXFORD	NR	97,9 (13)
Mont et al(190)	Conserve plus	54	HHS	52	90
Mont et al(135)	Conserve plus	1016	HHS	NR	93,1
Naal et al(191)	Durom	100	HHS	NR	94,7
Ollivere et al(192)	BHR	463	HHS	NR	NR
Sandiford et al(193)	BHR	141	HHS	54,1 HR VS 46,4 PTH	96,8 HR VS 95,8 PTH
Siebel et al(6)	ASR	300	HHS	44	89
Smolders et al(194)	Conserve plus	38	UCLA	NR	80 HR VS 70 PTH
Steffen et al(195)	BHR	610	HHS	NR	93,1
Stulberg et al(196)	Cormet	337	HHS	50,1	96,7
Swank and Alkire(150)	BHR	128	HHS	49	96
Takamura et al(197)	Conserve plus	500	UCLA		
Treacy et al(198)	BHR	2123	OXFORD	34,5	95,8
Vendittoli et al(199)	Durom	109	WOMAC	45,1	90,6
Wang et al(200)	Conserve plus	37	HHS	35,4 HR VS 35,9 PTH	94,5 HR VS 95,1 PTH
Witzleb et al(201)	BHR	300	HHS	51	96

Tableau 9 Détails des complications pour chaque étude

Auteur/s	Implant	Nom bre de hanc hes	Nom bre de révisi on	Fract ure du col	Descelle ment Aseptiqu e	Infect ion	AL VA L	Luxat ion	Malposit ions	Douleur s persista ntes	Nécrose avascu laire tête fémoral e	Aut res
Amstutz et al(86)	Conserve plus	1107	44	9	26	2	0	1	0	0	0	6
Aulakh et al(158)	BHR	202	6	3	1	1	0	0	0	0	1	0
Baker et al(156)	BHR	108	5	0	0	0	0	0	0	0	5	0
Beaulé et al(159)	Conserve plus	116	2	0	2	0	0	0	0	0	0	0
Bergeron et al(160)	ASR	228	8	8	1	1	5	0	0	0	1	0
Bose et al(161)	BHR	96	3	0	1	0	0	0	0	0	2	0
Carrothe rs et al(162)	BHR	5000	182	54	56	17	15	5	3	0	30	2
Costa et al(163)	Cornet	73	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Daniel et al(164)	McMinn et BHR	446	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0
Daniel et al(165)	McMinn 2nde generation	184	30	0	29	1	0	0	0	0	0	0
De Smet et al(166)	BHR	252	3	1	0	1	0	0	0	0	1	0

De Steiger et al(157)	ASR	1167	210	19	92	42	26	15	0	0	0	16
Della Valle et al(167)	BHR	537	14	10	2	0	0	2	0	0	0	0
Delpont et al(168)	BHR et Recap	56	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
Fowble et al(169)	Conserve plus	50	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0
Giannini et al(170)	BHR	350	4	3	0	0	0	0	0	0	1	0
Gravius et al(171)	Durom	82	2	1	0	0	0	0	0	0	0	1
Gross et al(172)	Cornet	373	21	5	12	2	2	0	0	0	0	0
Heilpern et al(173)	BHR	113	4	1	2	0	0	0	0	0	1	0
Hing et al(174)	BHR	230	2	0	1	0	0	0	0	0	1	0
Hulst et al(175)	Conserve plus	643	45	0	5	0	0	0	0	0	0	0
Jameson et al(176)	ASR	214	12	4	0	0	0	0	0	0	2	0
Khan et al(177)	BHR	679	29	11	14	3	1	0	0	0	0	0
Killampa lli et al(178)	Cornet	100	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Kim et al(117)	Conserve plus	200	14	2	11	0	0	0	0	1	0	0
Klein et al(179)	ASR	115	13	4	3	0	0	0	5	1	0	0
Langton et al(180)	BHR et ASR	660	17	1	0	0	13	0	0	0	0	12

Larbpaiib oonpong et al(181)	BHR	40	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
Lei et al(182)	Durom	90	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0
Madadi et al(183)	Cornet	52	6	3	3	0	0	0	0	0	0	0
Madhu et al(184)	BHR	117	8	5	0	1	0	0	0	0	2	0
Malhotra et al(185)	ASR	32	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
Marker et al(186)	Conserve plus	361	23	13	6	0	0	0	2	0	0	2
Marulan da et al(187)	BHR	230	3	1	0	0	0	1	0	0	0	1
McAndre w et al(188)	BHR	180	3	3	0	0	0	0	0	0	0	0
McBryde (189)	BHR	2123	48	13	9	4	0	0	2	7	6	3
McMinn et al(27)	BHR	3095	68	12	2	14	10	2	0	2	25	1
Mont et al(190)	Conserve plus	54	2	1	1	0	0	0	0	0	0	0
Mont et al(135)	Conserve plus	1016	54	27	24	0	0	0	0	0	0	3
Naal et al(191)	Durom	100	11	4	3	0	0	0	2	2	0	0
Ollivere et al(192)	BHR	463	13	3	0	1	7	2	0	0	0	0
Sandifor d et al(193)	BHR	141	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Siebel et al(6)	ASR	300	8	5	1	0	0	1	0	0	0	1

Smolders et al(194)	Conserve plus	38	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0
Steffen et al(195)	BHR	610	23	12	4	2	0	2	0	2	0	1
Stulberg et al(196)	Cornet	337	24	8	15	0	0	1	0	0	0	0
Swank and Alkire(150)	BHR	128	2	1	0	0	0	0	0	0	0	0
Takamura et al(197)	Conserve plus	500	41	6	26	1	0	1	1	0	0	4
Treacy et al(198)	BHR	2123	48	1	1	3	0	1	0	0	3	1
Vendittoli et al(199)	Durom	109	4	0	4	0	0	0	0	0	0	0
Wang et al(200)	Conserve plus	37	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0
Witzleb et al(201)	BHR	300	6	1	1	2	0	0	1	1	0	0

Le taux de révision était de 4,2% si l'on considérait l'ensemble des cas de ces études. Les complications les plus fréquentes étaient les descellements aseptiques 33,5%, suivi par les fractures du col fémoral 24,0%.

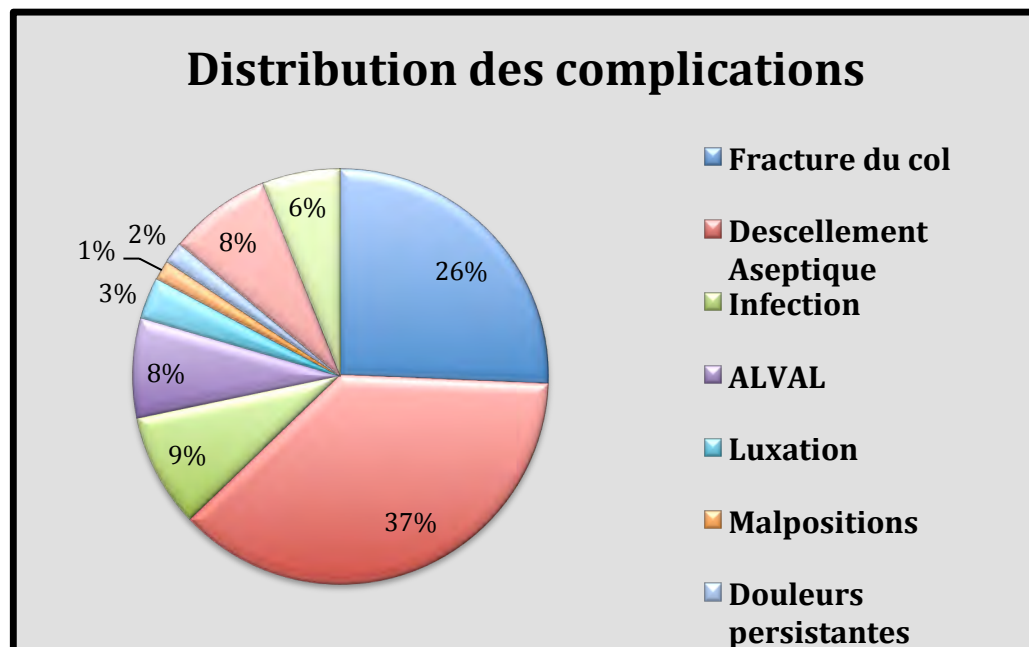


Figure 77 Distribution des complications

Selon le système de recommandation GRADE, la qualité de ces études en terme de niveau de preuve était très basse sauf pour un essai clinique randomisé où la qualité était basse. Il existait des études avec un long recul seulement pour 3 types d'implants (BHR, Conserve Plus, Cormet). Pour ces implants les taux de révision semblaient correspondre aux critères de NICE. L'implant ReCap avait d'excellents résultats à un recul de 2,9 ans. L'essai clinique randomisé comparant les résultats de l'implant Durom à ceux d'une prothèse totale rapportait un taux de révision plus élevé pour l'implant de resurfaçage mais avec une différence non significative statistiquement. L'implant ASR ne remplissait dans aucune étude les critères de NICE.

2 Registres nationaux:

2.1 Nordique :

Le Nordic Arthroplasty Register Association(202) regroupe trois registres nationaux : le registre Danois, Suédois et Norvégien. Les prothèses totales de hanche réalisées entre 1995 et 2007 atteignaient ainsi le nombre de 280 201 dont les resurfaçages représentaient seulement 0,5%(203). Les différents implants et leurs répartitions sont regroupés dans le tableau suivant :

Tableau 10 Différents implants retrouvés dans le registre nordique(203)

Implant design	%	n
BHR	48	780
Durom	21	344
ASR	18	296
ReCap	12	191
Adept	0.9	14
Cormet (+/- HA)	0.4	7
McMinn	0.4	6
Total		1,638

Le taux de révision rapporté à 2 ans était de 2,4% pour tous les resurfaçages contre 1,1% pour les prothèses conventionnelles. Les principales causes étaient les fractures et les descellements aseptiques.

Tableau 11 Taux de révisions non-ajusté et causes de révisions aseptiques à 2 ans(203)

	HRA n=1,638	THA n=172,554	p-value
Crude aseptic revision rate, % (no.)			
1 year	1.6 (26)	0.7 (1251)	
2 years	2.4 (40)	1.1 (1954)	
Kaplan-Meier unadjusted non-septic cumulative revision rate, % (95% CI)			
1 year	1.8 (1.1–2.4)	0.8 (0.7–0.8)	
2 years	3.3 (2.2–4.3)	1.2 (1.2–1.3)	< 0.001 ^a
Reason for revision up to 2 years, % (no.)			
Aseptic loosening	25 (10)	25 (497)	
Fracture	40 (16)	9 (176)	
Dislocation	0	50 (967)	
Pain only	5 (2)	4 (88)	
Other	30 (12)	12 (226)	< 0.001 ^b

^a Log-rank test.

^b Chi-squared test.

Le registre nordique mettait également en évidence un taux de survie significativement plus élevé pour les centres réalisant plus de 70 resurfaçages de hanche par an que pour ceux réalisant un nombre inférieur.

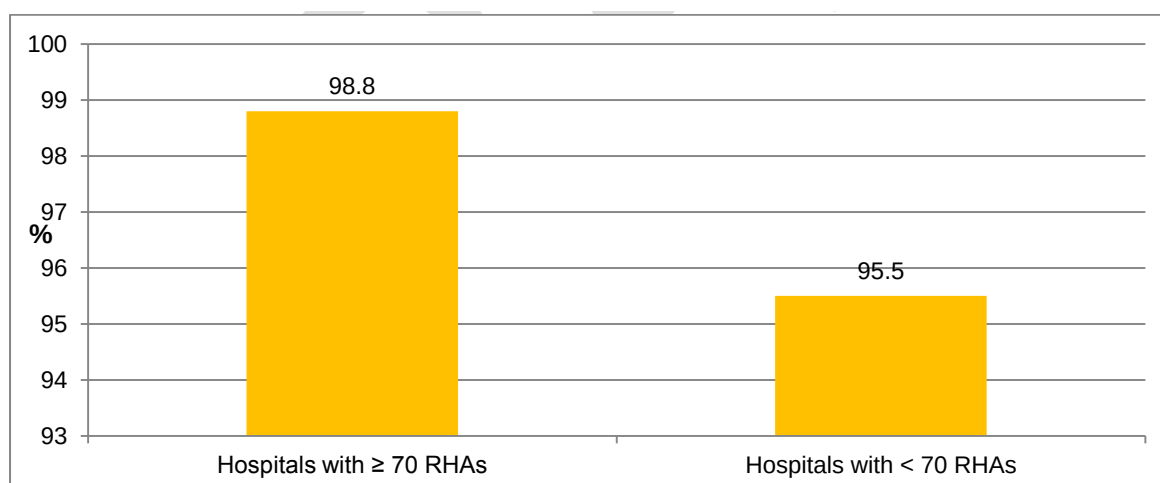


Figure 78 Comparaison des taux de survie en fonction du nombre d'interventions réalisées(203)

2.2 Australien :

L'analyse du registre australien par Prosser et al(204) succédant à celle de Buergi et al(204), portait sur 12 093 resurfaçages de hanche réalisés entre 1999 et 2008. Les résultats étaient comparés à ceux des prothèses de hanche conventionnelles de première intention réalisées durant la même période. L'analyse du registre montrait que les femmes avaient un taux de révision plus élevé que les hommes. Cependant après ajustement de la taille du composant

fémoral, les taux de révision étaient similaires. Les implants fémoraux de taille inférieure à 50mm avaient un taux de révision supérieur à ceux de diamètre supérieur ou égal à 50mm. A 8 ans le pourcentage cumulé de révision pour les resurfaçages était de 5,3 (4,6 ; 6,2) contre 4,0 (3,8 ; 4,2) pour les prothèses totales. Toutefois chez les patients avec une coxarthrose primitive, de moins de 55 ans et avec un implant fémoral de taille supérieure ou égale à 50mm le pourcentage cumulé de révision était de 3,0 (2,2 ; 4,2).

Le type d'implant semblait avoir une influence sur les résultats. **Les implants Durom, ASR, Cormet 2000 HAP, et Recap avaient un taux de révisions et de fractures statistiquement plus élevés que les autres implants.** L'implant ayant le taux de fracture le plus faible était l'implant BHR avec un taux à 5 ans de 1,2 (1,0 ; 1,5) contre 3 (2 ; 5) pour ASR ; 2 (1 ; 4) pour Durom et 3 (1 ; 9) pour Recap. Après ajustement en fonction des différents facteurs de confusion possibles, il apparaissait que les différences étaient uniquement liées aux différents designs des implants et à leurs méthodes de préparation de la tête fémorale.

Enfin le registre mettait en évidence que les hanches présentant une dysplasie étaient plus à risque de révision.

Tableau 12 Pourcentage annuel cumulé de révision des différents implants de resurfaçage de hanche(205)

Head component	Acetabular component	n (total)	1 year	3 years	5 years	7 years	8 years
ASR	ASR	1,073	3.6 (2.6–4.9)	6.0 (4.6–7.8)	8.7 (6.6–12)		
Adept	Adept	292	0.7 (0.2–2.7)	1.9 (0.7–5.1)			
BHR	BHR	8,427	1.5 (1.3–1.8)	2.5 (2.2–2.9)	3.6 (3.2–4.1)	4.8 (4.2–5.6)	5.0 (4.3–5.8)
Bionik	Bionik	119	4.3 (1.6–11)	6.7 (2.6–16.4)			
Conserve Plus	Conserve Plus	62	3.2 (0.8–12)	5.1 (1.7–15)	9.7 (4.1–22)	9.7 (4.1–22)	
Cormet	Cormet	192	1.6 (0.5–4.8)	3.8 (1.8–7.9)	5.3 (2.8–10)	6.0 (7.1–34)	
Cormet 2000 HAP	Cormet	95	6.3 (2.9–14)	8.4 (4.3–16)	9.5 (5.0–17)		
Cormet HAP BiCoat	Cormet	287	2.8 (1.3–5.8)	5.0 (2.6–9.5)			
Durom	Durom	767	3.0 (2.0–4.5)	4.7 (3.4–6.7)	6.7 (4.7–9.7)		
Icon	Icon	96	1.1 (0.2–7.9)	2.5 (0.6–9.6)			
Mitch TRH	Mitch TRH	534	1.4 (0.6–3.1)				
Recap	Recap	137	5.0 (2.3–11)	7.6 (3.8–15)			

Note: 2 resurfacing hip procedures using only a Conserve resurfacing head and no acetabular component have been excluded.

2.3 Royaume-Uni :

L'analyse du registre a été réalisée par McMinn et al(206), et comprenait 283 365 procédures avec un recul moyen de 3,6 ans (0,01 ; 9,7). L'objectif de cette analyse contrairement aux autres registres était non seulement d'étudier les taux de révision après ajustement (avec le sexe, âge, taille des implants, score ASA/ American Society of Anesthesiologists grade) mais également d'étudier les taux de mortalité. L'analyse multivariée montrait un taux de mortalité plus élevé pour les patients ayant bénéficié d'une prothèse cimentée par rapport aux prothèses non cimentées et inversement un taux de révision plus bas. Ainsi dans le scénario où aucun patient ne bénéficierait de révision avant 8 ans, 77 patients devraient être traités par une tige non cimentée plutôt que cimentée pour obtenir un décès en moins à 8 ans. Concernant les prothèses de resurfaçage, les auteurs ont analysé uniquement les données pour l'implant BHR. Après ajustement pour tous les facteurs de risques connus le taux de révision et de mortalité chez les hommes étaient statistiquement moins élevés pour l'implant BHR que pour les prothèses non cimentées. Enfin le taux de mortalité chez les hommes était plus faible pour l'implant BHR que pour les prothèses cimentées mais le taux de survie restait moins élevés. **Les auteurs mettaient ainsi en évidence qu'en réalisant une prothèse totale cimentée chez un homme au lieu d'un resurfaçage un décès supplémentaire se produisait à 6 ans chaque 23 opérations.**

Tableau 13 Tableau comparatif de l'implant BHR et THA cimentée et non cimentée(206)

Birmingham hip resurfacing (n=8352) Uncemented (n=50 529) Cemented (n=53 409)			
Baseline characteristics			
Age (years):			
Mean (SD)	55.9 (8.6)	66.2 (9.9)	72.3 (8.6)
Median	56.6	66.7	72.9
Interquartile range	50.4-61.9	60.3-73.1	67.2-8.1
Range	19.0-85.0	17.1-98.8	18.1-101.7
ASA (American Society of Anesthesiologists) grade:			
1	3999 (47.9)	10 761 (21.3)	8246 (15.4)
2	4087 (48.9)	33 594 (66.5)	35 838 (67.1)
3	256 (3.1)	5918 (11.7)	8947 (16.8)
4	8 (0.1)	246 (0.5)	360 (0.7)
5	2 (0.02)	10 (0.02)	18 (0.03)
Procedure type:			
Primary	8262 (98.9)	50 176 (99.3)	48 743 (91.3)
Complex primary	90 (1.1)	353 (0.7)	4666 (8.7)
Both sides:			
No	8297 (99.3)	50 304 (99.6)	53 319 (99.8)
Yes	55 (0.7)	225 (0.5)	90 (0.2)
Follow-up			
Endpoint:			
Death	93 (1.1)	1872 (3.7)	4821 (9.0)
Revision	159 (1.9)	830 (1.6)	645 (1.2)
Unrevised	8100 (97.0)	47 827 (94.7)	47 943 (89.8)
Total length of follow-up, person years	27 961	134 702	183 101

Birmingham hip resurfacing (n=3560) Uncemented (n=6193) Cemented (n=1730)			
Baseline characteristics			
Age (years):			
Mean (SD)	47.9 (5.5)	48.5 (6.1)	49.1 (5.9)
Median	49.2	50.3	51.0
Interquartile range	44.7-52.3	45.8-53.0	46.7-53.4
Range	19.0-55.0	17.1-55.0	18.10-55.0
ASA (American Society of Anesthesiologists) grade:			
1	2077 (58.3)	2595 (41.9)	692 (40.0)
2	1421 (39.9)	3225 (52.1)	925 (53.5)
3	59 (1.7)	360 (5.8)	108 (6.2)
4	2 (0.1)	12 (0.2)	4 (0.2)
5	1 (0.03)	1 (0.02)	1 (0.1)
Procedure type:			
Primary	3511 (98.6)	6119 (98.8)	1525 (88.2)
Complex primary	49 (1.4)	74 (1.2)	205 (11.9)
Both sides:			
No	3531 (99.2)	6143 (99.2)	1716 (99.2)
Yes	29 (0.8)	50 (0.8)	14 (0.2)
Follow-up			
Endpoint:			
Death	10 (0.3)	56 (0.9)	32 (1.9)
Revision	60 (1.7)	107 (1.7)	28 (1.6)
Unrevised	3490 (98.0)	6030 (97.4)	1670 (96.5)
Total length of follow-up, person years	11 637	15 886	5991

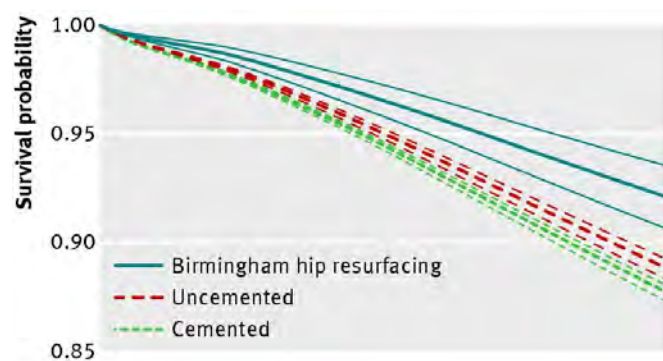


Figure 79 Courbes de survie comparant chez les hommes : implants cimentés, non cimentés et resurfaçages, avec la mortalité comme endpoint(206,207)

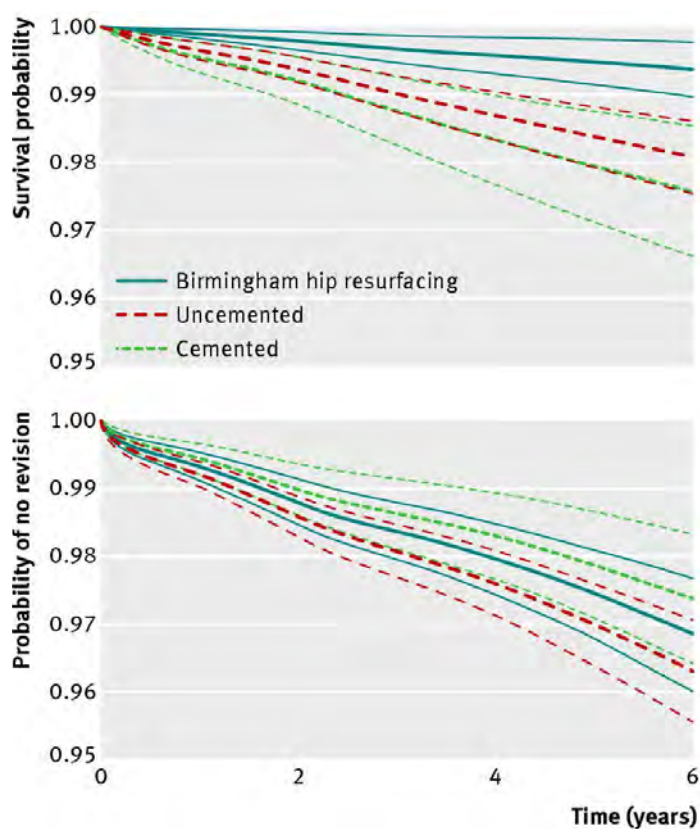


Figure 80 Courbes de survie comparant chez les hommes de moins de 55 ans: implants cimentés, non cimentés et resurfaçages, avec la mortalité ou la révision comme endpoint(206,207)

3 Discussion des résultats de la série :

Le pourcentage d'études pour lesquelles les critères de NICE étaient satisfaits était de 69,2%.

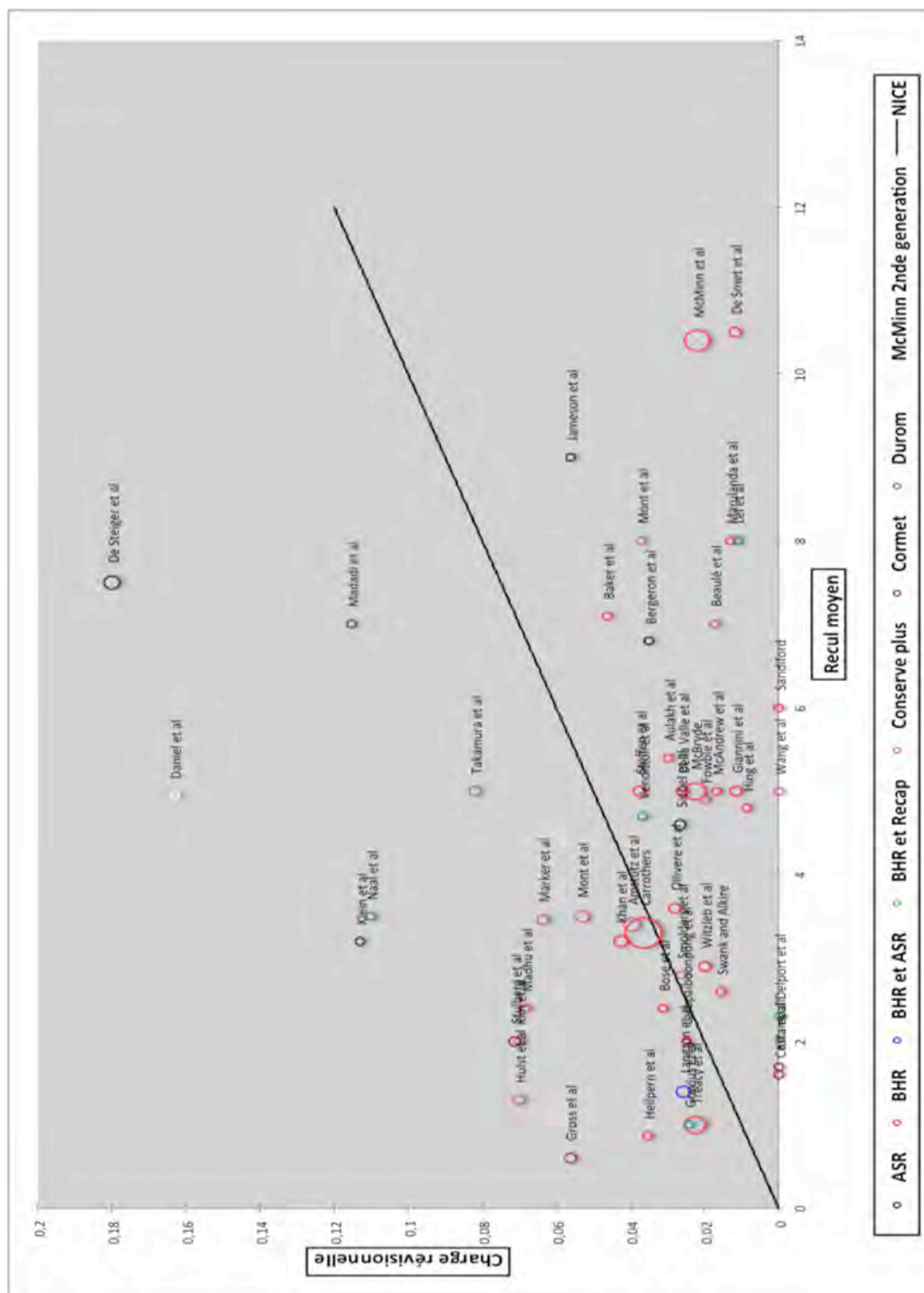


Figure 81 Repartition des études en fonction de leur taux de charge révisiounnelle. La droite noire représente les critères de NICE

Le taux de survie moyen dans ces études était nettement supérieur à ceux des registres nationaux. L'une des explications pour expliquer cette différence est que ces études sont le plus souvent mono-opérateur avec des chirurgiens expérimentés. Les séries les plus importantes sont également le fait des concepteurs d'implants, ce qui introduit probablement un facteur de confusion.

Cependant, l'analyse des registres malgré le nombre très important de prothèse, ne doit pas surestimer les résultats retrouvés car il existe de nombreux facteurs de confusion et de biais pouvant aboutir à une mauvaise interprétation de ceux-ci.

Premièrement l'exhaustivité des registres n'est pas garantie. Ainsi si le recueil de données semble proche de 95% pour les registres nordiques, celui-ci ne serait que de 30% pour les registres britanniques(17,206).

Deuxièmement les critères d'échec sont le plus souvent la révision de l'implant quelle qu'en soit la cause. Or ce critère n'est pas nécessairement impartial. Ceci est lié au fait que la sensibilité du taux de révision pour un échec clinique (score fonctionnel insuffisant) n'est pas identique entre un implant de resurfaçage et une prothèse totale de hanche conventionnelle.

Par exemple pour des hanches avec un résultat fonctionnel médiocre (HHS<30), seul 12% des PTH ont été révisées, contre 63% des resurfaçages avec un score similaire(206,208). Cela remet en question l'utilisation du taux de révision pour comparer objectivement ces deux types d'implants.

Troisièmement les registres ne tiennent pas compte de la courbe d'apprentissage liée à l'utilisation de nouveaux implants(103,186,209,210). En effet pour les implants présents sur le marché depuis plus de 10 ans il n'existe pas cet effet dans les registres.

Enfin certaines informations parfois fondamentales sont absentes des registres : les antécédents du patients, son score ASA, le positionnement radiologique des implants, la présence d'ostéolyse, etc. Ces informations sont essentielles pour déterminer les causes

d'échec, les groupes à risque et pour pouvoir comparer des groupes de patients qui soient similaires après ajustement en fonction de ces critères.

Si nous comparons nos résultats en terme de survie ou de révision nous constatons que nous sommes en dessous de la moyenne des études présentées. Cependant contrairement à ces dernières nous avons inclus notre courbe d'apprentissage, ce qui semble être la raison principale d'une telle différence.

Par ailleurs le choix de l'implant Durom jouait probablement un rôle dans le nombre élevé de complications. Il s'agit d'une des raisons ayant motivé le choix de l'implant BHR qui présente le plus long recul et les meilleurs résultats en terme de survie(135). De plus notre expérience et les données de la littérature montrent que le changement de type d'implant de resurfaçage n'implique pas une nouvelle courbe d'apprentissage(211).

COMPLICATIONS DU RESURFAÇAGE :

L'objectif de ce chapitre était de comprendre les raisons des complications du resurfaçage afin de pouvoir expliquer et prévenir celles de notre propre expérience.

1 Fracture du col

Dans cette série, 8 cas de fractures du col fémoral ont été retrouvés (6 implants Durom, et 2 BHR). Cette complication concernait uniquement des patients de sexe masculin. Deux fois il s'agissait des traumatismes à haute énergie responsables de cette complication. Cependant aucune corrélation statistiquement significative n'a pu être mise en évidence entre la survenue d'une fracture et le poids, le BMI, la taille des implants, ou la durée de la chirurgie. En outre, dans un des cas il y avait une erreur d'indication et dans un autre une erreur technique. Ces deux dernier cas correspondent probablement à notre **courbe d'apprentissage**.

D'autres études suggèrent également que le taux de fracture est plus élevé lors de la courbe d'apprentissage et tend à se réduire considérablement après les 100 premiers resurfaçages(21,103,212,213). Amstutz et al(213), rapportait dans une étude sur 400 resurfaçages avec un recul entre 2 et 6 ans un taux de survie de 94,4%. Ils déploraient 3% (7 cas) de descellement aseptique, 3 fractures du col fémoral, 1 infection et 1 subluxation. 75% de leurs complications étaient survenues chez leurs 100 premiers resurfaçages. Marker et al, retrouvaient des résultats en tous points similaires avec 12 révisions pour leur 69 premiers resurfaçages et un taux de révision de 0,4% pour les 481 resurfaçages suivants.

A l'opposé Shimmin et al(18), rapportaient des résultats ne montrant pas d'association entre le risque accru de fracture du col fémoral et la courbe d'apprentissage du chirurgien. Dans leur étude, les auteurs analysaient à posteriori 50 cas de fracture du col après resurfaçage. Dans la moitié des cas les fractures s'étaient produites après les 40 premiers resurfaçages. Il apparaissait que le surpoids, l'âge et le sexe féminin étaient associés à un risque de fracture

plus élevé. Une analyse plus poussée montrait que l'obésité était en fait associée à un risque plus important de notching peropératoire et de positionnement en varus de l'implant fémoral. Parmi les patients présentant une fracture du col fémoral 21 (46,6%) avaient eu un notching peropératoire et 32 (71,1%) avaient eu un implant fémoral positionné avec un varus supérieur à 5°.

Cela vient souligner l'importance du **positionnement du composant fémoral** et de l'absence de notching peropératoire pour prévenir le risque de fracture du col. Ceci a clairement été prouvé par des études biomécaniques(9,10,13,14,95,100,214) qui retrouvent un risque supérieur de fracture en cas de positionnement en varus de l'implant ou de notching peropératoire. Ces données expérimentales sont confirmées par de nombreuses études cliniques. Campbell et al, ont retrouvé ces facteurs de risque dans une étude avec 8 ans de suivi et retrouvaient que les fractures se produisaient précocement à 3,7 mois en moyenne. Buergi et al et Prosser et al, dans leur étude du registre australien retrouvaient également que les fractures du col fémoral survenaient de façon précoce.

Ces auteurs mettaient également en avant que l'un des plus important facteur de risque serait le **type d'implant de resurfaçage**. En effet les implants Durom, Recap, Cormet 2000, ASR présentent des taux de révision significativement plus élevés que l'implant BHR. Ces résultats sont également retrouvés par Shimmin et al(18), qui retrouvent des taux de fractures différents en fonction des types d'implants utilisés. Ceux-ci mettent en avant l'importance du design des implants, en particulier lorsque l'on considère les **implants de petite taille**. En effet les implants de taille inférieure à 50 mm présentent des résultats moins bons que ceux de plus de 50 mm(86,189,205,215).

Shimmin et al(215), proposent une explication multifactorielle à cela. Premièrement l'épaisseur des composants acétabulaires et fémoraux est de 6 mm chacun soit une épaisseur combinée de 12mm si l'on considère l'ensemble. La plupart des constructeurs maintiennent la

même épaisseur quelle que soit la taille des implants, et de fait l'épaisseur des implants est relativement plus importante pour les implants de petite taille. Ainsi si l'on détermine la taille du composant fémoral à partir de la taille de l'implant acétabulaire, cela aboutit à un sous-dimensionnement relatif du composant fémoral. Le risque de notching est alors plus important(45). De plus, si une encoche de 5 mm diminue la résistance du col fémoral de 47% alors qu'une encoche de 2 mm ne la diminue que de 24% pour une taille d'implant donnée, une encoche de 2mm suffit pour affaiblir considérablement la résistance du col fémoral si la tête fémorale est de petite taille(95,102). Ainsi les patients de petite taille sont plus à risque de notching et donc de fracture.

Deuxièmement la tige fémorale de centrage devrait optimalement être proportionnelle à la taille de l'implant(216). Cela diminuera le stress-shielding au niveau de la tête fémorale ainsi que la quantité d'os retirée. Cependant, avec la plupart des implants la tige fémorale n'est pas proportionnellement dimensionnée et les implants de petite taille présentent une tige plus longue et plus épaisse, donc plus à même d'entraîner un stress-shielding et par conséquent une fracture du col fémoral(9,18,116,214,215).

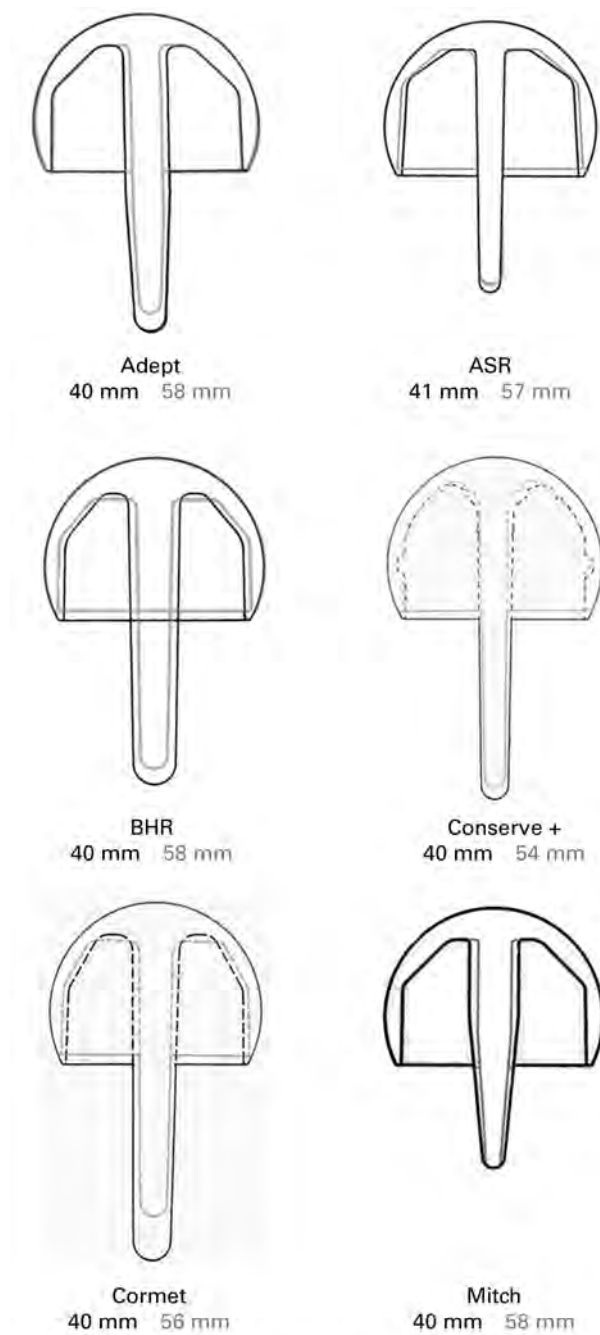


Figure 82 Schéma préparé à partir de calques de planification montrant un composant fémoral de petite taille mis à la même échelle et superposé à un implant de grande taille (gris). Dans chaque cas l'implant de petite taille (noir) est plus épais que l'implant de grande taille. Dans la plupart des cas dans les petites taille d'implant la tige est plus longue et/ou plus épaisse(215).

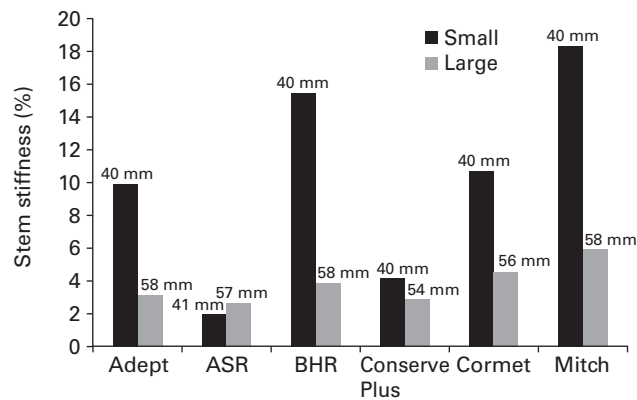


Figure 83 Graphique montrant l'épaisseur de la tige fémorale exprimée en pourcentage de l'épaisseur globale de l'implant (tige + os du col fémoral) pour différents types d'implant de resurfaçage. Dans les petites tailles la tige représente un pourcentage plus important indiquant un effet stress-shielding plus important(215).

Troisièmement la pénétration de ciment serait plus importante avec les implants de petite taille du fait d'une pression par unité de surface plus importante et pourrait être responsable d'un risque de fracture plus important par nécrose thermique de la tête fémorale.(106,110,111,113,116,217).

Enfin les implants de petite taille serait plus à risque de fracture par diminution de la vascularisation de la tête fémorale. En effet si le rôle et l'importance de la vascularisation extraosseuse dans la survenue d'une nécrose avasculaire de la tête fémorale lors d'un resurfaçage reste controversée, le rôle de la vascularisation intraosseuse semble elle prépondérante(41,44,46,218). Ainsi les implants de petite taille seraient plus à même de compromettre cette vascularisation intraosseuse, d'une part du fait d'une taille de tige fémorale proportionnellement plus importante et d'autre part d'un risque de notching plus important(41,50,104,105,218). Or la réalisation d'un notching est responsable outre la diminution de la résistance mécanique du col fémoral, d'une diminution considérable de la vascularisation intraosseuse(11,45,50,219).

Ainsi il apparaît que les fractures du col du fémur après resurfaçage sont d'origine multifactorielle. Les principaux facteurs de risque de fracture semblent être un positionnement en varus des implants, un notching peropératoire, un design d'implant non adapté, un implant de petite taille, une mauvaise technique de cimentation et d'implantation. Enfin l'observance du patient en terme de décharge postopératoire est un facteur probablement très important mais dont l'évaluation reste difficile.

2 Descellement aseptique

Trois descellements aseptiques en début d'expérience sont à déplorer. Deux d'entre eux sont survenus précocement et correspondaient à une erreur technique lors de la mise en place des implants. Le troisième cas survenu à 2 ans et demi postopératoire correspondait à un descellement aseptique sur métallose liée à un mauvais positionnement de la cupule fémorale (angle d'inclinaison 60°). Dans la littérature ces complications sont parmi les plus fréquentes(29,140,205) et représentent près de 37% de l'ensemble des complications. Cependant elles regroupent souvent des entités relativement différentes: erreur technique avec impaction insuffisante des composant ou mauvaise tenue primaire des implants avec un descellement se produisant alors précocement, ou à l'inverse un descellement secondaire lié le plus souvent à une réaction de type métallose(140).

3 Débris de métaux

Dans cette série de resurfaçage , 3 cas de complications liés à une production excessive de débris de métaux ont été retrouvées . Dans un cas il s'agissait d'une métallose responsable d'un descellement aseptique de l'implant acétabulaire. Un deuxième cas de métallose avait été mis en évidence lors de la reprise d'un resurfaçage de hanche douloureux sans signe

radiologique toutefois. Enfin toujours dans le même contexte une patiente avait nécessité une révision au cours de laquelle une réaction de type ALVAL avait été retrouvée et confirmée ensuite par l'examen anatomopathologique. Ce type de complication est à l'origine de nombreuses inquiétudes et sujet à controverses à l'heure actuelle. En effet tant la presse médicale que générale a rapporté l'existence de pseudo-tumeurs(220-225), d'empoisonnement aux métaux, de cancers, de neuropathies induits par la présence excessive d'ions métalliques dans le sang après resurfaçage de hanche(226,227).



Figure 84 Coupures de presses sur les effets "toxiques" des prothèses de hanche métalliques parues dans le Daily Mail et le journal de la BBC en mars 2012

4 Production de débris métallique et facteurs de risque

Les implants acétabulaires de resurfaçage ont tous un arc articulaire qui correspond à l'angle réalisé par la surface articulaire et dont la valeur est généralement inférieure à 180°(215). La plupart des implants sont plus épais à leur apex qu'en périphérie. La surface articulaire interne n'est pas concentrique avec la surface extérieure de l'implant et de fait présente un centre de rotation plus latéralisé avec un arc articulaire moins élevé. Leur valeur peut aller de 170° à

144°. Bien qu'un arc articulaire petit puisse augmenter l'amplitude de mouvement avant impingement, il augmente aussi le risque d'edge-loading, en particulier en cas de mauvais positionnement des implants.

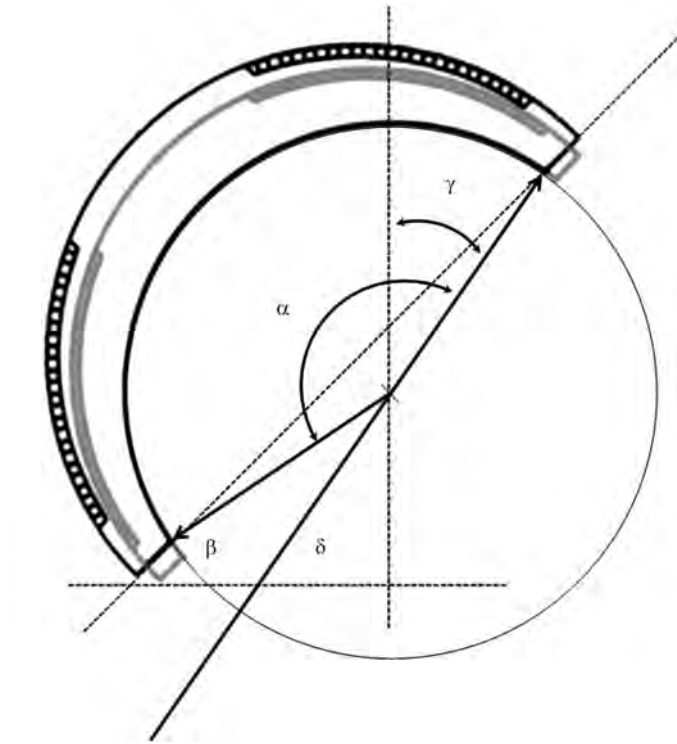


Figure 85 Schéma montrant que l'angle réalisé par la surface articulaire de l'implant acétabulaire est l'arc articulaire alpha. Si l'arc articulaire est $<180^\circ$, pour un implant positionné à 45° d'inclinaison (beta), l'angle d'inclinaison effective (delta) sera $>45^\circ$ et l'angle centre-bord (gamma) sera inférieur à 45° selon l'équation : $\delta = \beta + (180 - \alpha)/2$ (215).

La théorie de la lubrification des implants est un élément fondamental dans la compréhension de l'usure des couples de frottement métal-métal. Il existe trois types de lubrification des couples de frottement métal-métal : la lubrification-limite lorsqu'il existe un contact direct entre les surfaces résultant à un taux élevé d'usure, la lubrification-film fluide avec un taux d'usure quasi nul et la lubrification mixte élasto-hydrodynamique(228). Cette dernière est prépondérante pour les implants de resurfaçage. Les paramètres permettant d'obtenir une lubrification optimale sont un diamètre de clearance idéal et la taille de l'implant qui

augmente la vitesse de glissement des surfaces articulaires favorable à une meilleure lubrification. Par ailleurs la lubrification des implants ne devient optimale, quelque soit les implants, qu'après une phase de rodage au cours de laquelle les aspérités des surfaces articulaires sont effacées par l'usure du frottement(229).

D'autre part l'orientation du composant acétabulaire joue un rôle prépondérant dans l'usure des implants et la production de débris métalliques(23). L'angle d'inclinaison recommandé par la littérature et les fabricants d'implant est de 45°. Cependant, du fait de l'arc articulaire réduit et d'un angle centre-bord diminué, l'angle d'inclinaison réel de l'implant au niveau des surfaces articulaires, pour la plupart des implants de resurfaçage est plus important que cela(23,230).

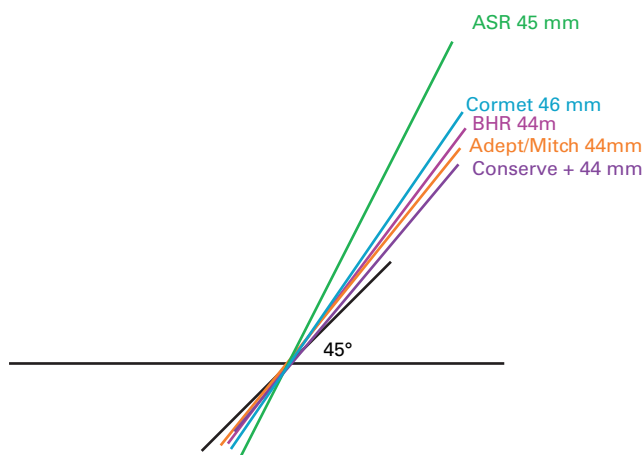


Figure 86 Graphique montrant l'inclinaison effective pour un angle de 45° radiologique pour des implants de petite taille de différentes compagnies. L'angle d'inclinaison effective s'accroît alors que l'arc articulaire décroît(215).

Or un angle d'inclinaison trop élevé est responsable d'un taux élevé de débris et d'ions métallique à cause d'un effet edge-loading plus important qui empêche la lubrification correcte des surfaces articulaires(23,230,231). Ce phénomène peut également se produire en raison de la déformation de l'implant acétabulaire lors de son implantation(232-234).

On comprend ainsi pourquoi l'usure et la production d'ions métalliques sont plus importantes pour les implants de petite taille. En effet plus l'implant est petit moins bonne est la

lubrification du fait d'une moins grande vitesse de glissement(232,235-237). De plus pour une même inclinaison de 45°, l'inclinaison efficace delta se situe entre 50° et 63° en fonction des implants avec un risque accru d'edge-loading(32). Ceci s'explique par le fait que proportionnellement les implants de petite taille sont plus épais et présentent donc un centre de rotation encore plus latéralisé et un arc articulaire plus petit.

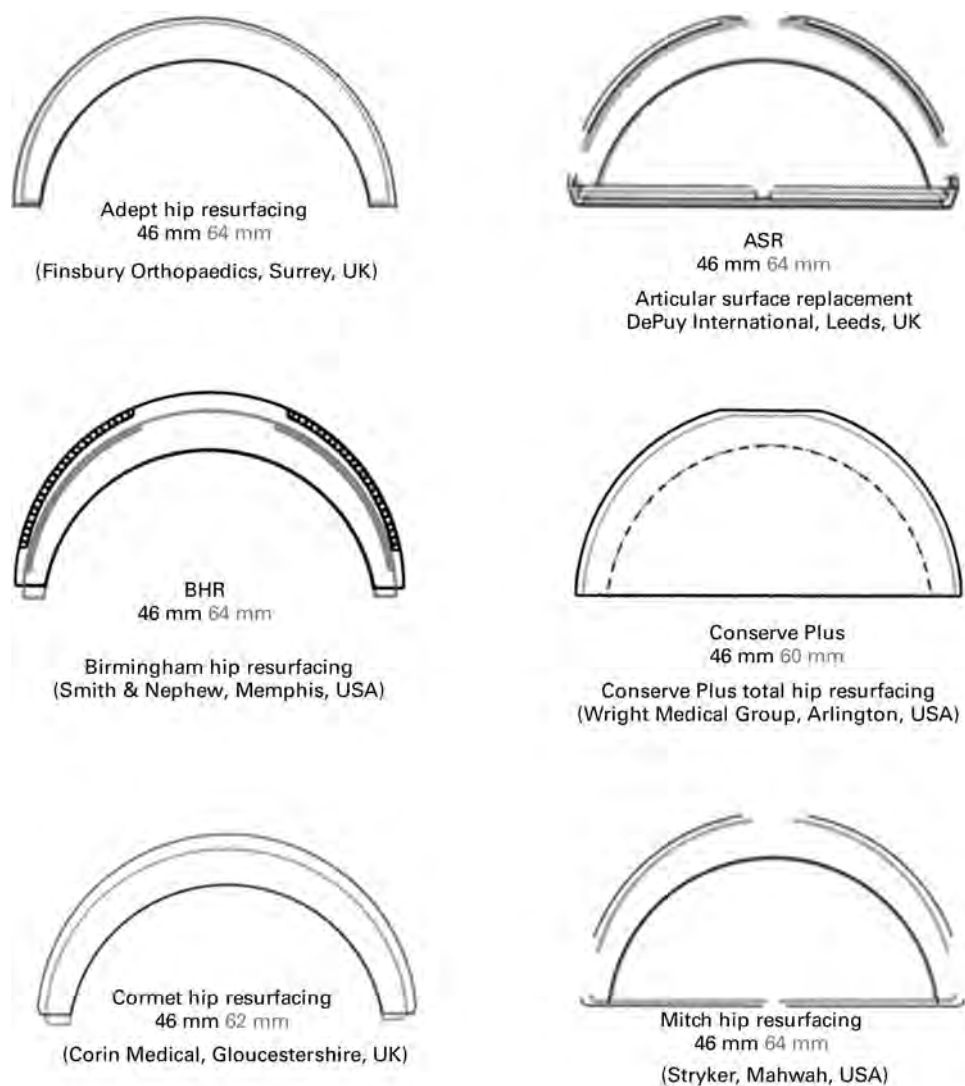


Figure 87 Schéma réalisé à partir des calques de planification montrant un composant acétabulaire de petite taille mis à la même échelle et superposé à un implant de grande taille (gris). Dans chaque cas l'implant de petite taille (noir) est plus épais que l'implant de grande taille(215).

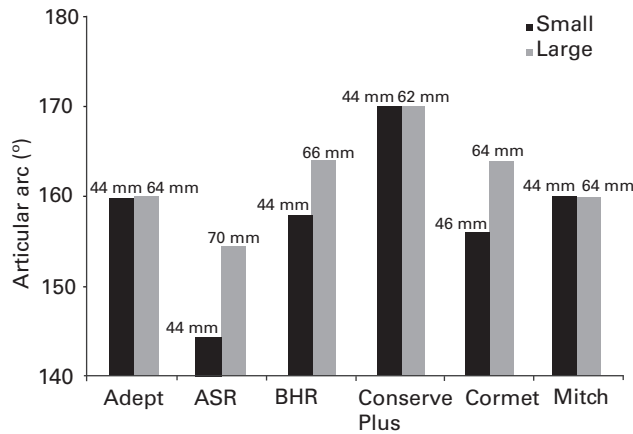


Figure 88 Arc articulaire pour les implants de petite et grande taille de différents types d'implants de resurfaçage. Celui-ci est plus important pour les implants de grande taille(215).

De plus la distance entre le vecteur de charge et le bord de la surface articulaire étant plus petite le risque d'usure du bord de cette surface est plus élevé(230). Tous ces facteurs réunis soulignent l'importance du bon positionnement des implants de petite taille et expliquent pourquoi la concentrations des ions chrome et cobalt est plus élevé chez les patients ayant bénéficié d'implants de taille <51 mm comparés aux autres(25). Ces résultats montrent également l'importance du design des implants sur le risque de survenue de ce type de complication.

5 Effets biologiques du couple de frottement chrome-cobalt

5.1 Niveaux élevés des ions métalliques

L'une des questions les plus controversées sur les implants de resurfaçage est la libération d'ions métalliques liée à l'usure des surfaces de frottement(238). Une partie de la littérature a montré une augmentation de la concentration des ions cobalt et chrome dans le sang et l'urine des patients à la suite de resurfaçage et de prothèse totale avec couple de frottement métal-métal. Les particules de cobalt et de chrome peuvent être générées à partir de l'usure des

surfaces articulaires de ces implants et se disperser dans la circulation sanguine. Les patients sont alors exposés à des niveaux plus élevés de ces métaux qu'habituellement, dans le sang et l'urine. Le niveau exact d'ions métalliques nécessaire pour entraîner une réponse pathologique est encore difficile à déterminer(239).

Il y a un consensus sur les niveaux de chrome et de cobalt sanguin chez des patients avec des implants qui fonctionnent bien, avec un taux d'environ 2 ng / L et 2 microg / ml, respectivement(240). Certaines agences de santé recommandent le suivi des patients avec des niveaux d'ions métalliques de plus de 119 nmol / L pour le cobalt et 134,5 nmol / L pour le chrome(238).

Des cardiomyopathie due à l'exposition au cobalt ont été rapportées dans le cobaltisme alcoolique (238) et lors d'empoisonnement industriel. Une fonction rénale normale est nécessaire pour excréter les métaux excédentaires produits par les implants métal-métal, par conséquent, ceux-ci sont contre-indiqués chez les patients ayant une fonction rénale anormale. Peu de choses sont connues sur les effets biologiques des niveaux élevés de cobalt et de chrome(240,241). Cependant, des réactions d'hypersensibilité, une toxicité locale sur les tissus mous, pertes osseuses, et des symptômes neurologiques ont été rapportés(8). Depuis que les couples de frottement métal-métal sont utilisés chez des patients jeunes et actifs dont l'espérance de vie est considérablement plus longue que celle des patients âgés, il y a une préoccupation au sujet des risques inconnus à long terme, liés à l'exposition à des ions métalliques et aux débris de métal. Cela souligne l'importance à long terme des études cliniques dans ce domaine. À l'heure actuelle, il n'existe aucune preuve claire reliant ces implants à des problèmes systémiques à court ou à long terme. Selon Delaunay et al(242), il n'y a pas de données scientifiques ou épidémiologiques qui indiquent un risque tératogène ou cancérogène lié à l'utilisation d'un implant métal-métal.

Il est prouvé que des niveaux élevés de cobalt et de chrome sont influencés par la conception et le design spécifique des implants, par le positionnement de l'implant lié aux compétences techniques du chirurgien, et par le diamètre de l'implant(243). Il a été démontré qu'une taille plus petite d'implant était associée à une augmentation de l'usure du métal due à la moins bonne lubrification et à la réduction de l'arc de couverture(240).

5.2 Hypersensibilité aux métaux

L'hypersensibilité à des implants métalliques n'est pas encore bien comprise. Bien que 20% à 25% des patients ayant eu une arthroplastie de hanche développent une sensibilité aux métaux, rares sont ceux qui présentent des symptômes (<1%). (72) Les métaux connus pour créer une réactivité immunologique comprennent le béryllium, le nickel, le cobalt et le chrome. Une sensibilité a été rapportée pour le tantale, le titane et le vanadium. (73) Toutefois, il n'existe aucun test universellement accepté pour le diagnostic d'allergie au métal, ni de test cutané positif validé. (72)

5.3 Réactions biologiques péri-prothétiques.

Les réactions péri-prothétiques aux particules de métal comprennent un éventail de réactions inflammatoires qui ont été décrites dans la littérature avec différentes terminologies telles que métallose, pseudotumeur, ALVAL (aseptic lymphocytic vasculitis- associated lesions, et les réactions indésirables à des débris de métal. Cependant, l'utilisation de ces termes est controversée et il n'existe pas de consensus clair dans la littérature définissant les limites de chaque terme. Ces réactions anormales des tissus mous ont été attribués à 2 étiologies: l'usure liée à la cytotoxicité cellulaire et l'hypersensibilité(240).

La métallose est la coloration macroscopique des tissus mous et est associée à l'usure anormale des surfaces de frottement(240). Les pseudotumeurs sont des masses stériles inflammatoires ou des kystes trouvés dans les tissus mous qui entourent les implants métal-métal et métal-

polyéthylène. La pathogénèse de ces tumeurs reste incertaine, mais celles-ci sont liées aux prothèses qui ont échoué(244). Diverses appellations telles que kyste, bursites, ou masses inflammatoires ont également été utilisées pour décrire ces tumeurs. Les ALVAL sont des réponses immunologiques lymphocytaires dans les tissus péri-prothétiques. Haddad et al(240), ont décrit les « effets indésirables des débris de métal » comme un terme générique qui comprend métallose, ALVAL, et pseudotumeurs. Toutefois, ces termes semblent tous désigner différentes parties du spectre des réactions aux métaux. Dans la plupart des cas, les pseudotumeurs semblent être le résultat de la grande quantité de débris d'usure de chrome-cobalt, plutôt que celui des ions métalliques, qui ont un effet local toxique(245). Matthies et al(220) ont suggéré la susceptibilité du patient comme un facteur important dans l'étiologie de ces tumeurs plutôt que l'usure accrue ou l'augmentation des niveaux d'ions métalliques. Le terme «pseudotumeurs » peut même inclure des lésions qui ne sont pas liées au couple de frottement métal-métal.

5.4 Pseudotumeurs

Des cas cliniques de pseudotumeurs, solides ou kystiques, ont été signalées récemment comme une complication grave des arthroplasties métal-métal. Carli et al(246) ont retrouvé des effets indésirables similaires avec des prothèses non métal-métal qui ont ensuite été traités avec succès par la révision des composants. Les symptômes les plus communs associés aux pseudotumeurs sont la douleur, l'inconfort, la présence d'une paralysie, d'une masse, ou d'une éruption cutanée. Les caractéristiques histologiques communes sont une nécrose extensive et une réponse inflammatoire dominé par les macrophages et l'infiltration lymphocytaire(245).

Facteurs de risque :

Plusieurs facteurs contribuent à l'augmentation du taux d'usure et au développement de pseudotumeurs. Il s'agit notamment de facteurs liés au patient, de facteurs chirurgicaux, et de

facteurs liés aux implants. Les facteurs liés au patient incluent le fait d'être une femme, et en particulier âgée de moins de 40 ans, l'âge, la petite taille des composants, et la dysplasie de hanche. Dans l'étude de Glyn-Jones et al(247), le taux de révision pour les pseudotumeurs chez les hommes était de 0,5% (IC à 95%, de 0 à 1,1) à 8 ans, alors qu'elle était de 6% (IC à 95%, 2.3 à 10.1) à 8 ans pour les femmes de plus de 40 ans et de 13,1% (IC à 95%, 0 - 27) pour les femmes de moins de 40 ans. Les auteurs recommandaient de ne réaliser les resurfaçages qu'avec beaucoup de prudence chez les femmes, en particulier celles de moins de 40 ans(245,247).

La littérature indique que le facteur de risque chirurgical le plus important pour le développement d'une pseudotumeur est l'orientation du composant acétabulaire(215). Il a été rapporté que 64% des révisions sont effectuées en raison d'une malposition du composant acétabulaire(6). Murray et al(245) ont suggéré que l'orientation optimale du composant acétabulaire était une inclinaison de 40 ° à 45° et une antéversion de 20° à 25°. Or, il est plus difficile de positionner le composant acétabulaire lors de l'exécution d'un resurfaçage par rapport aux prothèses totales de hanche conventionnelles du fait de la préservation de la tête fémorale.

Malviya et al(221) ont recommandé de bien positionner les composants et l'émondage des ostéophytes faisant saillie afin de prévenir le développement de pseudotumeurs.

Les autres facteurs de risque pour le développement d'une pseudotumeur comprennent une anatomie fémorale anormale (par exemple, dysplasie de la hanche) et un offset tête-col élevé. Dans l'étude de Murray et al(245), aucune femme avec un offset tête-col inférieur à 1,3, n'a développée de pseudotumeurs.

La prévalence des pseudotumeurs est beaucoup plus élevée chez les femmes que chez les hommes. Depuis que les études ont utilisé des définitions différentes pour le terme de

pseudotumeur, des méthodes de diagnostic différentes, et des longueurs de suivi différentes, l'incidence des pseudotumeurs a varié selon les études.

Kwon et al(248), ont étudié l'incidence des pseudotumeurs asymptomatiques dans 201 hanches resurfacées, en utilisant des techniques d'imagerie. A 5 ans de suivi, ils ont trouvé une prévalence de 4% pour les pseudotumeurs asymptomatiques, et ont également signalé une association entre des niveaux de chrome et de cobalt élevés et le développement d'une pseudotumeur.

5.5 Les kystes synoviaux

Les kystes synoviaux ne sont pas fréquents et ont été retrouvés aussi bien avec des couples de frottement métal-métal, métal-polyéthylène, et céramique-céramique. Malviya et al(221) n'ont trouvé que 3 cas rapportés dans la littérature et ils ont rapporté 1 cas de kyste synovial et 1 cas de pseudotumeur dans leur série de 670 resurfaçages.

5.6 Risque de tumeur maligne locale

Selon une revue de la littérature effectuée par MacDonald et al(249) en 2002, il y avait un total de 36 cas de tumeurs malignes associées aux implants orthopédiques, dont 25 étaient associés à une arthroplastie du genou ou de la hanche et 11 avec d'autres implants métalliques. Les tumeurs survenaient autour d'implants en acier inoxydable, en alliage chrome-cobalt, et en titane. Les auteurs ont rapporté 2 cas d'angiosarcome qui se sont développés à côté de plaques en acier inoxydable pour la fixation d'une fracture du fémur plus de 40 ans après l'implantation. Les auteurs ont indiqué que la période de latence était généralement plus longue pour le développement des tumeurs après mise en place d'implants d'ostéosynthèse par rapport à celles qui se produisent après une arthroplastie totale (moyenne respectivement de 19,4 ans contre 6.0 ans)(249).

5.7 Tératogénicité

Entreprendre une étude prospective pour enquêter sur la tératogénicité d'une substance chez l'homme ne sera jamais possible(250). Toutefois, selon Cobb et al (250)et Delaunay et al(242), il n'y a jamais eu de rapport de malformation fœtale associés aux implants métal-métal. Bien que l'exposition au cobalt et au chrome induit une tératogénicité dans des études animales, il n'y a pas suffisamment de données cliniques pour confirmer cela dans chez les êtres humains(240).

Les ions de cobalt et de chrome générés à partir des implants métalliques peuvent passer la barrière placentaire(242) et plusieurs auteurs contre-indiquent l'utilisation d'implants métal-métal chez les femmes en âge de procréer. Bien que les effets potentiels des transferts d'ions métalliques transplacentaires ne soient pas clairs à l'heure actuelle, il est important d'informer les jeunes patientes pour éviter les problèmes à l'avenir(251).

5.8 Morbidité et mortalité liée aux cancers

Des chercheurs se sont demandés si l'exposition aux métaux à partir d'implants de la hanche pouvait conduire à une mortalité ou à des risques accrus de cancer. Visuri et al(252) ont étudié les taux de mortalité chez les patients qui ont bénéficiés de prothèses totales de hanche métal-métal et métal-polyéthylène, et les ont comparés avec les taux de mortalité dans la population générale. Dans cette étude, seuls les patients souffrant d'arthrose ont été sélectionnés. Le groupe métal-métal comprenait 579 patients qui ont reçu un implant fabriqué à partir de cobalt-chrome-molybdène (les mêmes matériaux utilisés dans la génération actuelle d'implants de resurfaçage), et le groupe métal-polyéthylène était composé de 1585 patients. La tige métallique de la prothèse dans le dernier groupe était réalisée en cobalt-chrome-molybdène. Les temps moyens de suivi pour les deux groupes étaient de 17,9 ans et 16,7 ans, respectivement.

Dans l'ensemble, les deux groupes avaient un taux de mortalité légèrement inférieur à la moyenne nationale. Les ratios standardisés de mortalité (SMR) étaient plus faibles dans les deux groupes par rapport à la population générale (SMR: 0,95; IC à 95%, 0,87 à 1,02 pour le groupe métal-métal et SMR, 0,90, IC 95%, de 0,85 à 0,95, $P < 0,001$ pour le groupe métal-polyéthylène). La mortalité dans les deux groupes était considérablement réduite au cours de la première année après l'arthroplastie de la hanche par rapport à la population générale (SMR, 0,59, IC 95%, de 0,34 à 0,96, $P < 0,05$ pour le groupe métal-métal et SMR: 0,37; IC à 95%, de 0,26 à 0,51; $P < 0,001$ pour le groupe métal-polyéthylène). Le taux de mortalité restait également significativement inférieur au taux pour la population générale pour le reste de la première décennie. Au cours de la deuxième décennie, les deux groupes avaient les mêmes taux de mortalité que la population générale (SMR: 0,94; IC à 95%, de 0,81 à 1,06 pour le groupe métal-métal et SMR, 0,96, IC 95%, 0,89 à 1,04 pour le groupe métal-polyéthylène). Le taux de mortalité était significativement plus élevé après 20 ans dans les deux groupes (SMR, 1,20, IC 95%, de 1,04 à 1,37, $P < 0,05$ pour le groupe métal-métal et SMR: 1,38; IC à 95%, de 1,23 à 1,53, $P < 0,001$ pour le groupe métal-polyéthylène).

La réduction du taux de mortalité après arthroplastie de la hanche a également été rapporté dans des études antérieures(253,254), bien que celles-ci aient eu un suivi de seulement 10 ans. Un «effet patient en bonne santé» était supposé être la raison de cette observation. Deux études scandinaves ont montré que les patients subissant une arthroplastie de la hanche sont généralement en meilleure santé et ont une espérance de vie plus longue que la population générale(253,255,256).

Visuri et al(252), a également étudié la mortalité par cancer chez les patients qui avaient reçu des prothèses (métal-métal et métal-polyéthylène) et comparé les résultats avec le taux de mortalité par cancer dans la population générale. Dans l'ensemble, la mortalité par cancer dans les deux groupes était inférieure à celle rapportée pour la population générale. Toutefois,

cette différence n'était significative que pour le groupe métal-polyéthylène (SMR, 0,97, IC 95%, de 0,78 à 1,18 pour le groupe métal-métal et SMR, 0,76, IC 95%, de 0,66 à 0,87, $P < 0,001$ pour le groupe métal-polyéthylène). Pendant la première année, le SMR était de 0,35 (IC à 95%, de 0,04 à 1,27) pour le groupe métal-métal et 0,14 (IC à 95%, de 0,03 à 0,41, $P < 0,001$) pour le groupe métal-polyéthylène. La mortalité par cancer demeurait inférieure au taux dans la population générale pour le reste de la première décennie.

Au cours de la deuxième décennie, la mortalité par cancer était plus élevée dans le groupe métal-métal que dans la population générale (SMR, 1,19, IC 95%, de 0,86 à 1,59), mais cette différence n'était pas significative. Toutefois, le taux de mortalité devenait plus faible que le taux dans la population générale après 20 ans (SMR, 0,84, IC 95%, de 0,5 à 1,03). Au cours de la deuxième décennie, la mortalité par cancer dans le groupe métal-polyéthylène demeurait inférieure au taux dans la population générale (SMR, 0,84, IC 95%, de 0,67 à 1,02) et est restée faible après 20 ans (SMR 0,89; IC à 95%, de 0,61 à 1,24).

5.9 Risque de cancer

Bien que les particules d'usure de cobalt et de chrome soient susceptibles d'induire un carcinome dans les études animales, les études épidémiologiques sur les implants métalliques n'ont pas démontré un risque accru de cancer chez les humains(253).

Une large gamme de métaux et leurs alliages, polymères, céramiques, et composites sont utilisés dans les dispositifs médicaux et implants dentaires. La plupart des dispositifs implantés sont composés de plus d'un type de métal (implants de composition complexe)(257). Les classes majeures de métaux utilisés dans les dispositifs médicaux et des matériaux dentaires incluent les aciers inoxydables, alliages cobalt-chrome, métal titane, et alliages de titane. Les alliages métalliques peuvent également être utilisés dans des prothèses valvulaires cardiaques, stimulateurs cardiaques, endoprothèses vasculaires etc (257). En 2000,

le consensus de l'Agence internationale de la recherche contre le cancer était que la cancérogénicité des implants métalliques n'avait pas pu être évaluée avec les connaissances actuelles. Les implants orthopédiques de composition complexe avaient été inclus dans le "Groupe 3" de la classification (non classifiable quant à leur cancérogénicité pour l'homme)(257).

Dans une étude récente(226), les données du Registre national de l'Angleterre et du Pays de Galles ont été combinés avec les statistiques nationales de données des services de santé afin de comparer le risque de cancer dans les 7 premières années après resurfaçage de hanche, ou arthroplastie de hanche conventionnelle (avec d'autres couples de frottement) et la population en général. L'incidence à 1 an de cancer pour des âges et des sexes correspondants à ceux de la population générale a été estimée à 1,65% (IC à 95%, 1,60 à 1,70). Globalement, l'incidence des nouveaux diagnostics de cancer lors de la première année après l'arthroplastie de la hanche était plus faible que dans la population générale (incidence, 1,25%, IC 95%, 1.21 à 1.30).

À 5 ans, les patients qui avaient eu un resurfaçage de la hanche avait une incidence observée du cancer plus faible que ceux qui avaient une prothèse totale avec un couple de frottement métal-métal ou une prothèse avec un autre couple de frottement (incidence, 3,34%, IC 95%, de 3,01 à 3,72 pour le groupe resurfaçage; incidence de 5,65% à 95 % CI, 5.13 au 6.23 pour le groupe prothèses totale avec un couple de frottement métal-métal, et une incidence de 8,17%, IC 95%, de 8,00 à 8,36 pour les autres). Le taux de cancer était particulièrement faible chez les jeunes patients ayant des implants de resurfaçage avec notamment un taux de cancer de la prostate beaucoup plus faible par rapport aux deux autres groupes.

6 Infections et luxations intra prothétiques :

Dans cette expérience aucune infection ni dislocation n'ont été déplorées. Si les données de la littérature retrouvent des taux d'infection similaires pour les resurfaçages à ceux des prothèses conventionnelles, il n'en est pas de même pour le taux de luxation intra-prothétique. En effet le risque relatif de luxation pour un resurfaçage de hanche par rapport à une prothèse totale de hanche conventionnelle est $RR = 0.2$ avec $IC = 0.1, 0.5$ et $p < 0.001(140)$. Ceci est lié d'une part au diamètre du couple de frottement supérieur à celui d'une prothèse conventionnelle mais également à la restitution d'une articulation plus proche anatomiquement et physiologiquement de la hanche native(24,169,258,259).

7 Autres complications :

Le risque de thrombose veineuse profonde, de bursite rétrotrochantérienne, d'enthésopathie, d'ossification périprothétique de Brooker ne présente aucune particularité pour le resurfaçage par rapport à une prothèse totale de hanche conventionnelle(18,117,140,202,260).

INDICATIONS

Les complications spécifiques liées aux implants de resurfaçage font l'objet de débats polémiques et poussent à revisiter les indications de ce type d'arthroplastie afin de déterminer le « vrai » du « faux » à partir des données consensuelles de la littérature.

1 Les femmes

Le problème du resurfaçage chez les femmes fait débat depuis la publication en 2005 dans le rapport annuel du registre australien des mauvais résultats des implants de resurfaçage dans cette population(204). En effet les femmes présentaient des taux de complication, en particulier de fractures du col et de descellements aseptiques, plus élevés que chez les hommes.

Depuis de nombreuses études ont essayé de déterminer les raisons de ces échecs dans cette catégorie de population. McBryde et al(189), et Amstutz et al(86), ont analysé l'influence du sexe sur les résultats de leurs séries respectives de 2123 et 1107 resurfaçages, à 5 ans et 6,8 ans de recul moyen. Leurs résultats mettaient en évidence que le taux de complication était corrélé non pas au sexe des patients mais à la taille des composants. En effet les composants de petite taille présentaient un taux de complication plus élevé. Or la taille des composants utilisés chez les femmes étant plus souvent de petite taille, ceci expliquait pourquoi elles présentaient un taux de complication plus élevé. Nous l'avons vu précédemment(cf chapitre complication) les implants de petite taille sont plus à risque de complication du fait d'un rapport os-métal plus faible, d'un risque de notching plus élevé, d'une inclinaison effective plus élevée et d'un risque d'edge-loading plus important. Prosser et al(205), dans une analyse récente du registre australien retrouvaient des résultats identiques. Cependant après analyse du taux de complication en fonction du sexe et de la taille des implants les résultats chez les femmes étaient discrètement inférieurs à ceux des hommes.

Une des explications pourrait être l'anatomie de la hanche des patientes. L'antéversion fémorale chez la femme est plus importante que chez l'homme(261,262). D'autre part l'incidence de dysplasie acétabulaire chez la femme est également plus importante(262,263). Ceci expose ces patientes à un risque plus important de descellement aseptique et de malposition de l'implant acétabulaire (inclinaison et antéversion) pouvant à aboutir à une usure prématurée des implants. McMinn et al, recommandent de ne pas dépasser une antéversion combinée de 45°(1,27). D'autre part l'absence de mur antérieur cotyloïdien exposerait l'implant métallique, offrant ainsi un contact direct avec le muscle psoas et serait à l'origine d'une symptomatologie douloureuse et de tendinopathie(1).

La qualité osseuse liée au problème de l'ostéoporose est probablement une donnée importante bien que très peu étudiée puisque la majorité des auteurs réservaient leurs indications de resurfaçage généralement à des patients jeunes et actifs(264-266).

Enfin, concernant les résultats fonctionnels les femmes présenteraient des résultats moins bons que les hommes car leurs attentes seraient plus élevées et elles attendraient plus longtemps avant de se décider pour un traitement chirurgical(189,267). Dans notre série nous retrouvons de même des résultats fonctionnels moins bons pour les femmes de manière statistiquement significative. Ces constatations ne sont pas spécifiques au resurfaçage et sont retrouvées également pour les arthroplasties conventionnelles(267).

2 Les étiologies :

2.1 L'épiphyse

C'est une des principales étiologies ayant motivé un resurfaçage dans cette série (27,6%). Cette proportion importante n'est pas retrouvée dans la littérature, cependant les critères diagnostiques retenus ne sont souvent pas clairs(198,205,268). Il n'existe aucune étude clinique ayant étudié spécifiquement cette étiologie pour le resurfaçage. Celle-ci représente pourtant un réel challenge chirurgical(269,270). En effet la mise en place de l'implant fémoral

et son orientation sont particulièrement difficile du fait de la rétroversion du col, de l'absence de support osseux supéro-externe et de la difficulté à centrer l'implant fémoral avec un ancillaire classique. De nombreux auteurs mettent en avant l'intérêt de la navigation pour la mise en place du composant fémoral dans le cadre d'une épiphysiolyse ou d'une maladie de Legg Perthes Calvé(12,76,270). La technique chirurgicale décrite s'affranchissait de ce type de procédure souvent lourde et difficile à manipuler. Lehmann et al(268), ont étudié le registre norvégien pour ces étiologies qui représentaient une part de 9%. Leur étude portait uniquement sur les prothèses totale de hanche et mettait en évidence un âge moyen au moment de la chirurgie de 29 ans et des résultats fonctionnels moins bons que pour des patients du même âge opérés pour arthrose primitive. McMinn et al(1), retrouvent des résultats inférieurs aux autres étiologies avec une survie à 10 ans de 94,7%. Toutefois compte tenu de l'âge de ses patients, il semble raisonnable de proposer un resurfaçage de hanche lorsque la déformation reste modérée(271).

2.2 L'ostéonécrose aseptique de la tête fémorale

C'est l'étiologie pour laquelle les meilleurs résultats en terme de fonction et de survie ont été constatées dans la présente série. Ces résultats sont en accord avec ceux de la littérature. Aulakh et al(158), dans une étude multicentrique prospective comparative sur 202 hanches retrouvaient un taux de survie de 97,7% pour le groupe ostéonécrose contre 95,0% pour le groupe arthrose primitive. Akbar et al(272), retrouvaient un taux de survie à 5 ans de 92%. McMinn et al(27), décrivaient cependant leur plus mauvais taux de survie pour les ostéonécroses et conseillaient d'adapter le choix de l'implant en fonction du volume nécrotique de la tête fémorale. Ils expliquaient également ce mauvais taux de survie par un risque important de nécrose avasculaire lié au maintien des facteurs de risque ayant entraîné l'ostéonécrose aseptique de la tête fémorale (tabac, alcool, corticothérapie...). Les résultats

pour cette étiologie sont donc controversés et l'indication d'un resurfaçage doit tenir compte de l'âge du patient, du volume de nécrose et de l'expérience du chirurgien(271).

2.3 La dysplasie de hanche

C'est l'étiologie qui présente les plus mauvais résultats dans tous les registres nationaux(202,205,206,243). En effet le taux de descellement aseptique acétabulaire, d'atteinte nerveuse, de malposition et de tendinopathie sont plus élevés pour cette étiologie. Ce type d'indication est plus exigeant techniquement et nécessite d'utiliser des implants autorisant une fixation primaire adaptée de l'implant acétabulaire. McMinn et al(1), utilisaient une cupule dysplasique BHR pour une série de patients dysplasique (Crowe II et III dans 94% et Crowe I dans 6%) et présentaient des résultats très satisfaisants en terme de survie : 95,2% à 5ans. Il convient d'être particulièrement vigilant pour ce type d'indication et en particulier sur le choix d'implant(200,263).

3 L'âge :

L'implant Birmingham Hip Resurfacing présente d'excellent résultats en terme de survie et de fonction chez les patients jeunes à long terme(198,205,206). Récemment le National Joint Register of England and Wales rapportait un taux de mortalité moins élevé pour l'implant BHR que pour les prothèses conventionnelles chez les hommes de moins de 55 ans(206). Toutefois même s'il existe peu de preuves pour supporter ou s'opposer à l'utilisation du resurfaçage chez les patients âgés, la plupart des auteurs ont listé un âge de plus de 60 ans comme une contre-indication relative au resurfaçage (135,210,251). Les patients âgés sont souvent vus comme moins actifs et avec une qualité osseuse moindre qui constitue un facteur de risque fracturaire et de descellement aseptique (21,135,251). Néanmoins beaucoup des patients de plus de 60 ans pratiquent des activités physiques régulièrement et ont des attentes élevées en terme de résultats fonctionnels (273-275). Leur attentes sont bien souvent plus élevés que celles du chirurgien à leur égard (276). En effet Naal et al(132),ont constaté que les

patients âgés de plus de 55 ans participaient à des activités plus athlétiques que les patients plus jeunes. Peu d'études ont spécifiquement étudié les résultats du resurfaçage chez les patients de plus de 60 ans. Amstutz et al(277), ont comparé 295 patients de moins de 50 ans (âge moyen 41 ans ; min 14 ans, max 49 ans) avec 281 patients de plus de 50 ans (âge moyen 57 ans ; min 50 max 78). Ils ont trouvé des scores fonctionnels UCLA et des scores de qualité de vie SF-12 similaires dans les deux groupes à un recul moyen de 5,5 ans (min 2ans, max 9 ans). Malheureusement le taux de complication n'était pas rapporté. En 2008 le Australian Joint Registry rapportait que 8% des resurfaçages étaient réalisés chez des patients de plus de 65 ans. Le pourcentage cumulé de révision à 7 ans était de 3.0% (2.2-4.2) chez les patients de moins de 55 ans contre 3.1% (2.3-4.2) chez les 55-64 ans(205).

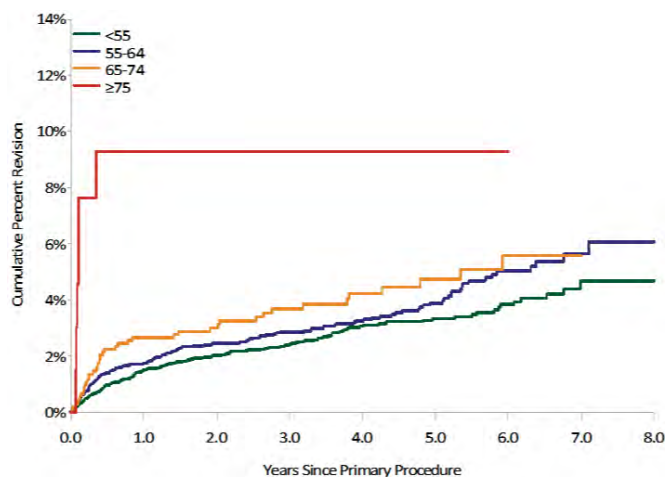


Figure 89 Pourcentage cumulé de révision en fonction de l'âge en 2008 rapporté par le Australian Joint Registry(205)

Le rapport montrait également que les raisons de révision changeaient avec l'âge, avec une augmentation des révisions pour fracture (1% des patients de moins de 55 ans et 3% entre 65 et 74 ans). McGrath et al(278), comparaient les résultats cliniques et radiologiques de deux cohortes de patients : patients de moins de 60 ans (153 hanches) et patients de plus de 60 ans (40 hanches). Les auteurs ne retrouvaient pas de différence de résultats cliniques et radiologiques entre les deux groupes. Carrothers et al(162), ont revu une cohorte prospective de 5000 Birmingham Hip Resurfacings®. 106 avaient été implantés chez des patients de plus

de 70 ans avec un recul moyen de 7,1 ans. Les résultats fonctionnels étaient excellents et identiques à ceux des patients de moins de 70 ans. Le taux cumulé de révision était de 3,8% pour les patients âgés et aucune complication de type luxation n'avait été retrouvée. Les luxations sont des complications majeures quelque soit l'âge avec un impact socio-économique important(279). Même si des luxations récidivantes surviennent dans 10,3% à 60% des cas après un premier épisode, toutes les luxations de hanche n'aboutissent pas à une révision et de fait ce problème n'est pas appréhendé par les registres nationaux (280,281). Ceci doit donc être pris en considération pour les patients âgés avec des attentes importantes en terme d'activités(274).

La plupart des préoccupations pour réaliser un resurfaçage chez une personne âgée concerne la mauvaise qualité osseuse et le risque potentiellement plus élevé de fracture. Ong et al(9), dans une analyse en élément finis concluaient que les patients ostéopéniques étaient plus à risque de fracture à cause du stress shielding dans la région antéro-supérieure du col fémoral couplé au pic de contrainte en région métaphysaire. MacDonald et al(282), postulaient qu'un taux élevé d'ions métalliques dans le sang et les urines pourrait être un élément d'inquiétude chez les patients âgés avec une fonction rénale potentiellement altérée. Cependant le niveau exact d'ions métalliques nécessaire à une réponse pathologique est encore difficile à déterminer (239). Selon Delaunay et al(242), il n'y a pas de données scientifiques ou épidémiologiques qui indiquent un risque tératogène ou cancérogène lié à l'utilisation d'un implant métal-métal.

En conclusion il paraît raisonnable de proposer un resurfaçage au patient de plus de 60 ans avec des attentes importantes en terme d'activité physique et présentant une qualité osseuse suffisante sur les radiographies et sur les constatations peropératoires. Une étude avec le Royal Orthopaedic Hospital sur les résultats du resurfaçage chez les patients de plus de 65 ans est actuellement en cours.

REVISION ET RESURFAÇAGE

Le resurfaçage présenterait comme avantage théorique de conserver le capital osseux ce qui simplifierait une éventuelle révision prothétique et offrirait de meilleurs résultats fonctionnels. Ce point est discuté à travers une revue de la littérature pour valider ou non ce concept théorique.

1 Résultats :

Il existe peu d'études spécifiques sur les résultats des révisions de resurfaçage. Dans cette série aucune complication n'étaient à déplorer et les résultats fonctionnels étaient équivalents à ceux des resurfaçages.

Ces résultats viennent s'opposer à ceux retrouvés dans le registre australien par Steiger et al(283). En effet ces derniers rapportaient un risque de re-révision deux fois plus élevé que le risque de révision d'une prothèse totale de hanche de première intention. De plus le risque était le plus important lorsque la révision concernait uniquement le composant acétabulaire avec un taux de 20% à 5 ans. Cependant cette étude ne distinguait pas les différents implants de resurfaçage ni les différents types de prothèse totale de hanche et leur couple de frottement utilisé. En effet les prothèses totales avec couple de frottement métal-métal à grosses têtes ont parfois été utilisées malgré leurs mauvais résultats(284).

Sandiford et al(285) trouvaient des scores fonctionnels très bons : Oxford, Harris et WOMAC étaient de 39.1, 36.4 and 52.2 respectivement en préopératoire et de 17.4, 89.8 et 6.1 ($p < 0.001$) en postopératoire. Ces résultats étaient comparables à ceux des révisions des prothèses totales de hanche. De manière identique De Haan et al(16) trouvaient pour 30 cas de révisions de resurfaçage d'excellents résultats fonctionnels mais un taux de re-révision élevé avec 8 re-révisions principalement pour instabilité. Plus récemment Desloges et al(286), trouvaient des résultats fonctionnels et des taux de survie similaires entre révision de

resurfaçage et révision de PTH et légèrement inférieurs à ceux d'une prothèse totale de hanche de première intention.

2 Aspects techniques :

La révision d'un resurfaçage de la hanche apparaît en première approche plus simple qu'une révision de prothèse totale de hanche. Cependant de nombreux auteurs proposent d'utiliser l'EXPLANTTM afin de préserver le capital osseux acétabulaire et permettre ainsi la mise en place d'un implant acétabulaire standard non cimenté(286-288). Ces auteurs recommandaient également de changer le couple de frottement en particulier en cas d'ALVAL ou de métallose.



Figure 90 EXPLANTTM(287)

PERSPECTIVES

Le resurfaçage pourra sans doute dans l'avenir s'amender de certaines complications par les progrès technologiques qui seront réalisés. Voici les perspectives de progrès actuellement développées.

1 Céramique-Métal



Figure 91 Implant BMHR

L'implant BMHR (cf lexique) a été initialement développé pour une utilisation chez les patients présentant un os de mauvaise qualité au niveau de la tête fémorale. Ces patients atteints de changements kystiques sévères dans la tête fémorale ou avec une ostéonécrose ne sont pas des candidats idéaux pour le resurfaçage de la hanche. L'implant BMHR est alors intéressant, car l'os de mauvaise qualité est retiré et la tige repose sur un os trophique.

Chez les patients présentant une allergie aux métaux la tige BMHR pourrait être utile car elle permet l'utilisation d'une boule en céramique qui s'articule avec une cupule acétabulaire en métal identique à celle de la BHR.



Figure 92 Resurfaçage en céramique(1)

La radiographie montre un BMHR équipé d'une tête en céramique.

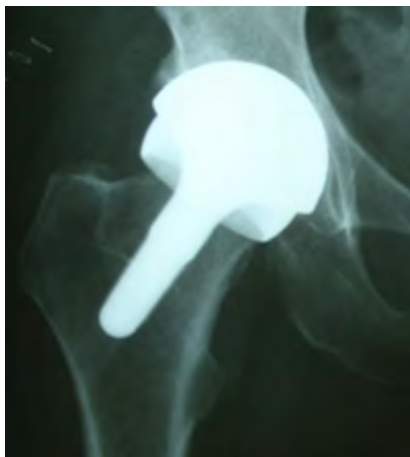


Figure 93 Radiographie d'une prothèse BMHR(1)

Les essais en laboratoire de la céramique sur métal (CoM) dans un simulateur de hanche ont montré que l'usure est incroyablement plus basse que l'usure normale d'une BHR.

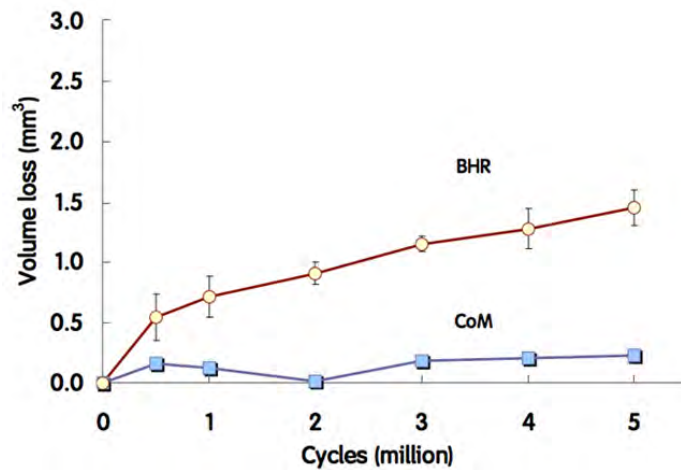


Figure 94 Usure d'un implant BHR comparé au couple métal céramique(1)

Une vingtaine de patients ont reçu le BMHR CoM car ils présentaient dans tous les cas une contre-indication au couple métal-métal. La libération d'ions métalliques chez ces patients confirme les constatations sur simulateur de hanche et les concentrations sanguines et urinaires de cobalt sont considérablement inférieures aux niveaux observés chez les patients ayant un implant BHR.

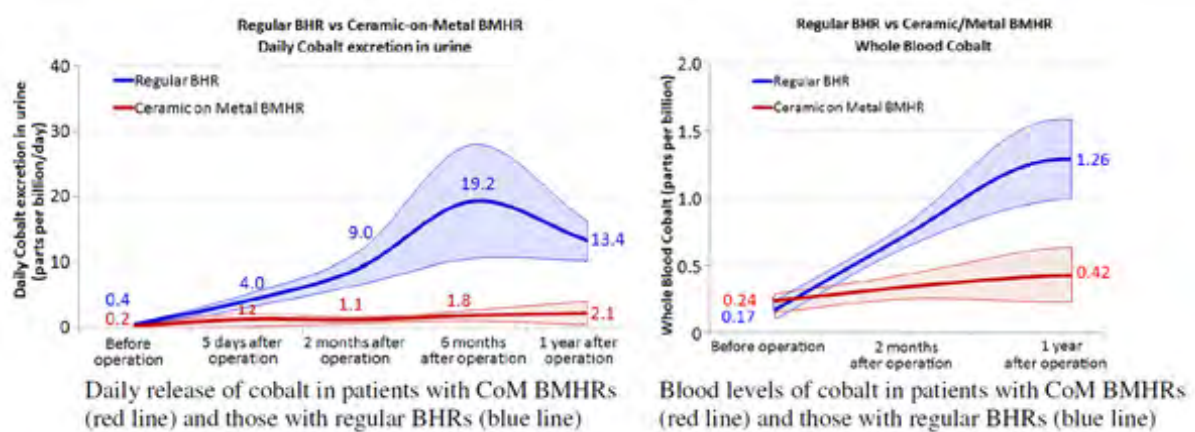


Figure 95 Taux sérique de cobalt pour les couples de frottement métal-céramique et BHR(1)

2 Céramique-Céramique

Après des essais sur simulateurs concluants, 5 resurfaçages en céramique ayant un design similaire au BHR, ont été implantés par D.W.McMinn. Cependant parmi ces 5 patients, 4 ont nécessité une révision pour douleur persistante avec mise en évidence lors de la révision d'une réaction importante des tissus au débris de céramique. Ces échecs n'ont pas encore fait l'objet de publication et sont en cours d'exploration par Smith&Nephew.

3 Métal-Polyéthylène

Le polyéthylène conventionnel a été utilisé comme couple de frottement de resurfaçage de la hanche au cours des années 1970 et 1980. L'implant de resurfaçage Wagner, métal-polyéthylène et céramique-polyéthylène a été utilisé. Le graphique ci-dessous montre la survie de ces implants avec des résultats inacceptables avec un taux de révision de 50% à 6 ans.

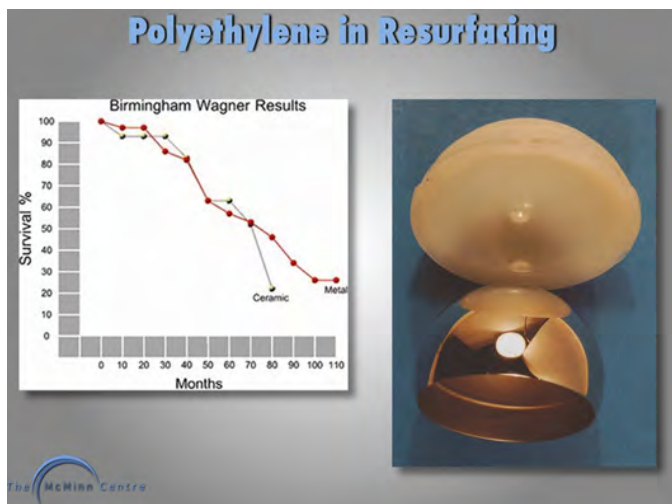


Figure 96 Usure du PE d'un resurfaçage Wagner(1)

Le problème avec du polyéthylène conventionnel est que plus la tête fémorale est large, plus le volume de débris d'usure du polyéthylène est important. Ce débris de polyéthylène conduit à une ostéolyse acétabulaire, et de la tête fémorale, et aboutit au descellement des implants.

Ceci explique les résultats inacceptables des resurfaçages de la hanche en polyéthylène conventionnel.

Le graphique ci-dessous montre qu'en laboratoire, sur simulateur de hanche, plus le diamètre de la tête fémorale est grand, plus le volume d'usure du polyéthylène est important.

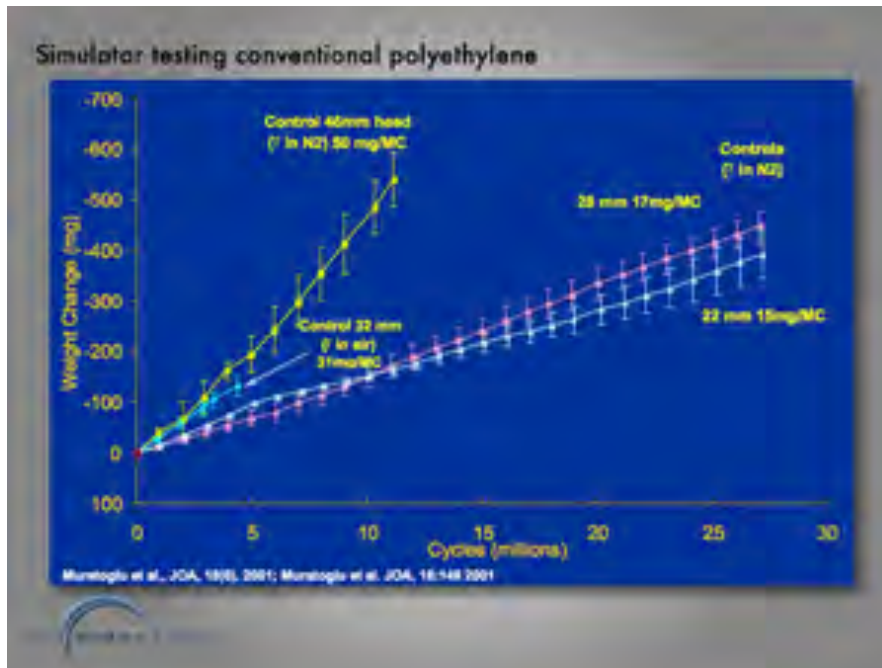


Figure 97 Usure du PE en fonction du diamètre de la tête fémorale(1)

Ce n'est cependant le cas que pour le polyéthylène conventionnel. Le graphique d'après montre que lors de l'utilisation d'un polyéthylène réticulé, le volume d'usure est indépendant de la taille de la tête fémorale. Cela signifie d'une approche purement centrée sur l'usure, que le polyéthylène réticulé est parfaitement adapté pour les grosses têtes fémorales, notamment celles candidates à un resurfaçage de hanche.

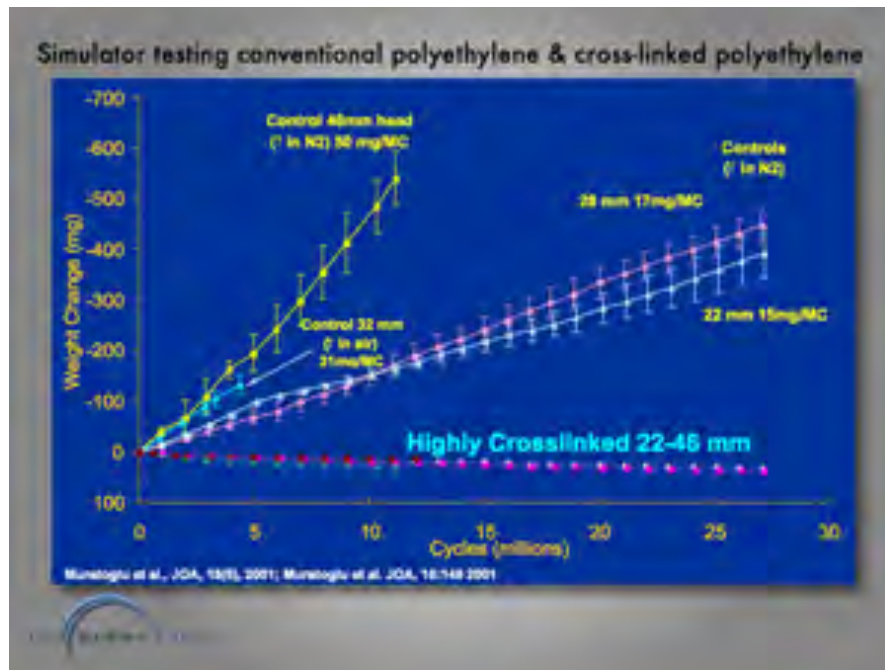


Figure 98 Usure d'un PE hautement réticulé(1)

Le gros problème avec le polyéthylène réticulé est que l'irradiation de réticulation et la refusion qui est utilisée à la fois pour éliminer les radicaux libres et réduire l'attaque oxydative conduit à l'affaiblissement du polyéthylène. Ceci est illustré dans le graphique ci-dessous. La barre de gauche représente la force du polyéthylène conventionnel, la barre du milieu représente la force de polyéthylène réticulé avec 100 kGy de rayonnement, la barre de droite représente la résistance mécanique du polyéthylène réticulé après refusion, et l'élimination des radicaux libres.

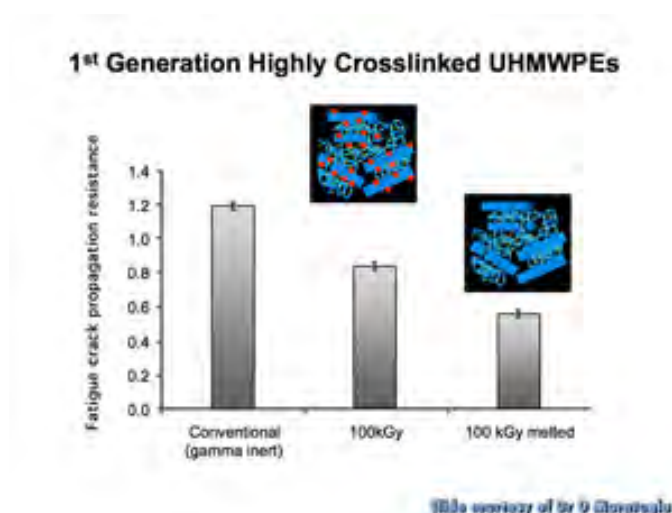


Figure 99 Résistance à la fatigue des différents PE(1)

La photo ci-dessous montre les composants récupérés lors d'une révision d'une prothèse totale de hanche ayant échoué. La cupule a été insérée avec une grande inclinaison et le polyéthylène réticulé s'est fracturé.



Figure 100 Fracture d'un PE hautement réticulé(1)

Il n'est donc pas possible d'utiliser un insert en polyéthylène réticulé monolithique pour le resurfaçage de la hanche. Ce dernier doit utiliser des couches minces de composants prothétiques afin de resurfacer à la fois la tête fémorale et l'acétabulum, tout en restant conservateur du point de vue du stock osseux, à la fois sur la tête fémorale et l'acétabulum. Cela signifie concrètement que l'épaisseur de la paroi du composant acétabulaire doit être de 3 mm au minimum. Ainsi pour un implant comme le BHR de 3mm d'épaisseur pour la paroi du cotyle, la différence entre le diamètre extérieur et intérieur est de 6mm. Pour un implant conventionnel de prothèse totale de hanche, avec métal back et un liner en polyéthylène, cette différence est au minimum de 16 mm.

Grâce aux progrès du moulage moderne par compression directe, il est désormais possible de ne réticuler que la zone d'usure de l'appareil utilisé pour l'articulation. On obtient une résistance à l'usure dans la zone d'usure et une grande solidité sur le reste de l'insert en

polyéthylène. Ceci est illustré dans la figure ci-dessous (Fig. 101), et le colorant rouge sur les photos permet de visualiser le polyéthylène réticulé dans la zone d'usure.

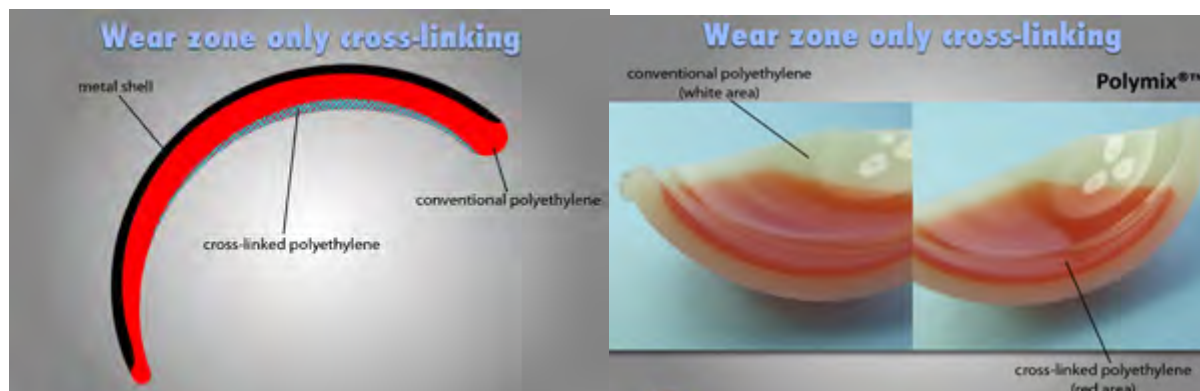


Figure 101 PE composite Polymix(1)

La cupule en polyéthylène ainsi obtenue présente la même épaisseur qu'un implant de resurfaçage BHR (3 mm) et est recouverte à sa face externe par un plasma spray-titanium permettant l'insertion de la cupule en pressfit et son ostéo-intégration.

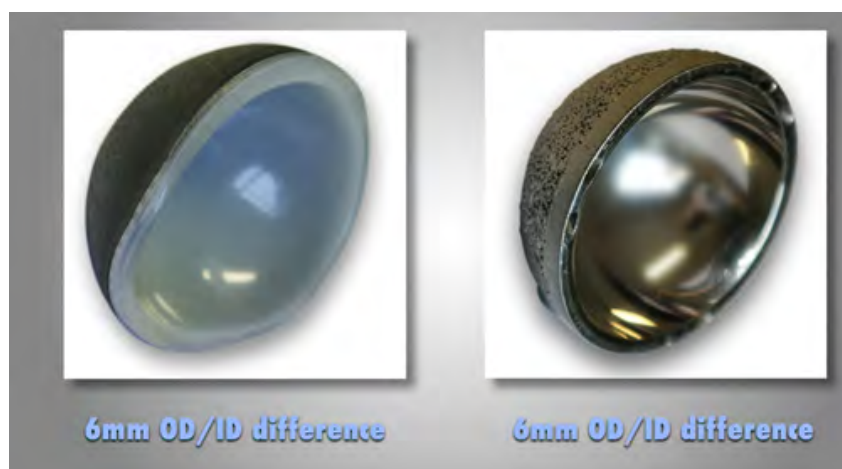


Figure 102 prototype de resurfaçage métal-PE(1)

4 Oxinium-Oxinium

L' Oxinium™ est l'alliage zirconium-niobium (Zr2.5Nb) oxydé sur 5mm d'épaisseur. Il s'agit donc d'un métal ayant subi un effet de céramisation de surface par cuisson au four, dans de l'air à plus de 500°, pour permettre à l'oxygène de diffuser dans la couche superficielle.

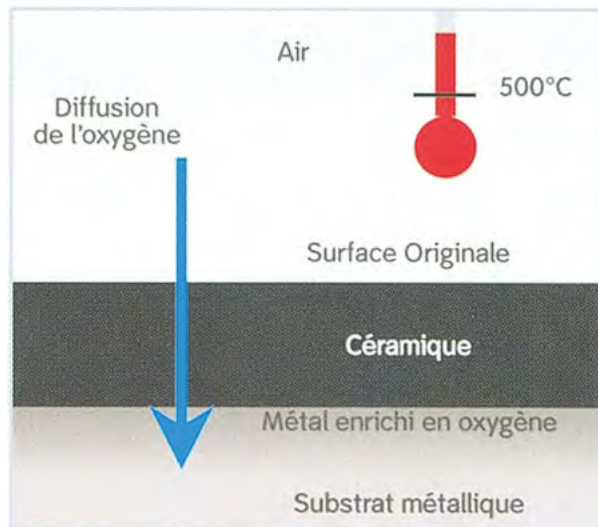


Figure 103 Schématisation de la céramisation de l'oxinium(1)

Ce processus de cuisson n'est réalisé qu'après avoir obtenu lors de la forge la forme du composant souhaitée. Dans le cas du resurfaçage, cela pose un problème notamment pour la cupule acétabulaire. En effet, lors de la cuisson, la forme de l'implant peut être modifiée en particulier la clearance de celui-ci. Certaines compagnies poursuivent leurs recherches afin de pouvoir surseoir à ce problème technique et devraient probablement proposer ce type d'implant dans un proche avenir.

L'utilisation de ce type d'implant pourrait être particulièrement intéressante pour le resurfaçage de hanche pour les raisons suivantes :

-l'alliage zirconium-niobium comporte une quantité presque indétectable d'éléments résiduels tels que le nickel (< 0,0035%). Il peut donc être utilisé chez les patients présentant une allergie au nickel(289).

-la couche d'oxydation s'oppose au relargage des ions à partir de la surface d'articulation. S'agissant de mouillabilité, l'angle θ de l'Oxinium™ est de 53.8°(289).

-Quant à sa résistance en compression, elle peut être illustrée en quelques images issues de laboratoires d'essais où les composants fémoraux sont soumis à des tests de résistance à la fatigue, leur faisant supporter avec succès une charge de 500 kg pendant 10 millions de cycles:

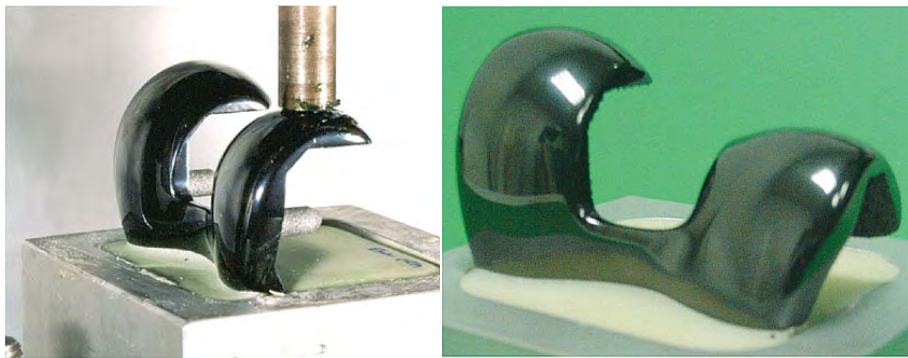


Figure 104 : soumis à une charge constante de 19,8 kN le métal se déforme sans craquer et la couche d'oxyde reste intacte. Tsai et al(290).

-si la dureté de l'Oxinium™ lui est conférée par sa couche d'oxyde, il est légitime de s'interroger sur la pérennité de celle-ci dans les pires conditions d'utilisation et des tests d'adhérence. C'est avec cette arrière-pensée d'altérations possibles des têtes fémorales métalliques in vivo, que Bourne et al(291), ont entrepris une étude comparant têtes en CrCo et autres en Oxinium. Les têtes étaient notamment soumises à un conflit avec le bord d'une cupule en Ti6Al4V induit par un mouvement de rotation sous charge de 445N. Le CrCo était plus sévèrement rayé que l'oxinium et, de plus, ses rayures s'accompagnaient d'un pic adjacent, contrairement à l'oxinium qui avait tendance à se rayer « en creux » comme le montrent les enregistrements réalisés au cours de l'étude.

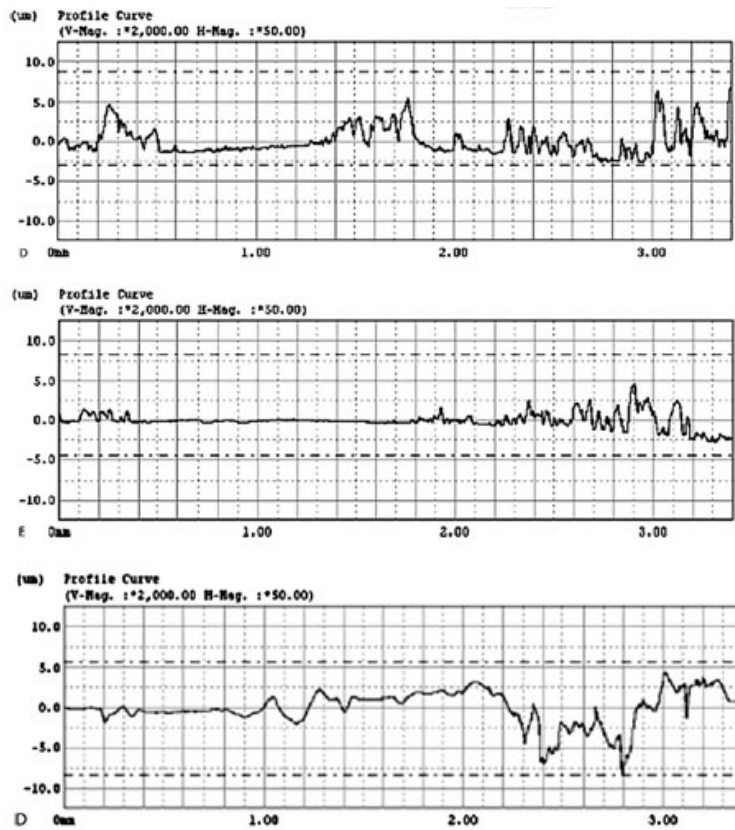


Figure 105 Usure oxinium Vs CrCo (291),

En conclusion, doté d'une résistance équivalente à celle du CrCo mais avec un module d'élasticité inférieur à celui du titane, d'une grande dureté, biocompatibilité et résistance à l'abrasion, l'Oxinium™ conjugue toutes les qualités de la céramique et du CrCo sans leurs inconvénients, ce qui en fait le matériau d'avenir pour le resurfaçage.

CONCLUSION :

Ce travail a permis de valider une technique chirurgicale spécifique mais également les résultats d'une série importante de resurfaçage en les confrontant aux données les plus récentes de la littérature. Il permet également de mettre en exergue et d'analyser les problèmes et les polémiques liés aux implants de resurfaçage. Les erreurs de conception d'implant par certains fabricants, la méconnaissance de certaines spécificités de pose par les chirurgiens, ont parfois conduit à des complications anormalement élevées. En effet le couple de frottement métal-métal est un couple de frottement peu tolérant, dont l'usure se manifeste cliniquement précocement à l'instar des couples de frottement métal polyéthylène ou céramique polyéthylène. Ainsi les ostéolyses parfois majeures liées à ces couples de frottement et aux débris de polyéthylène sont encore largement sous-estimées par les registres nationaux et commencent à faire l'objet de craintes. Il n'existe donc pas de couple de frottement idéal. Cependant le resurfaçage de hanche, sous couvert d'une technique chirurgicale rigoureuse, d'une indication adaptée et d'un choix d'implant de qualité, offre de nombreux avantages. Il permet de conserver le capital osseux du patient, de restituer l'anatomie de la hanche native et offre les résultats fonctionnels les plus élevés.

Le resurfaçage de hanche reste donc un traitement de choix et d'avenir, offrant encore de nombreuses perspectives d'évolution.

LEXIQUE :

ALVAL : Aseptic lymphocyte-dominated vasculitis-associated lesion, lésion inflammatoire retrouvée dans les tissus périprothétique.

BMHR ® : Birmingham Mid Head Resection, prothèse fémorale de col à grosse tête inventée et développée par D.W.McMinn.

BHR ® : Birmingham Hip Resurfacing, implant de resurfaçage inventé et développé par D.W.McMinn et R.B.C.Treacy.

Clearance : se définit comme la différence entre le diamètre interne de la cupule et le diamètre de l'implant fémoral. Elle correspond au « jeu » de la prothèse et trouve son importance dans son rôle sur la lubrification du couple de frottement.

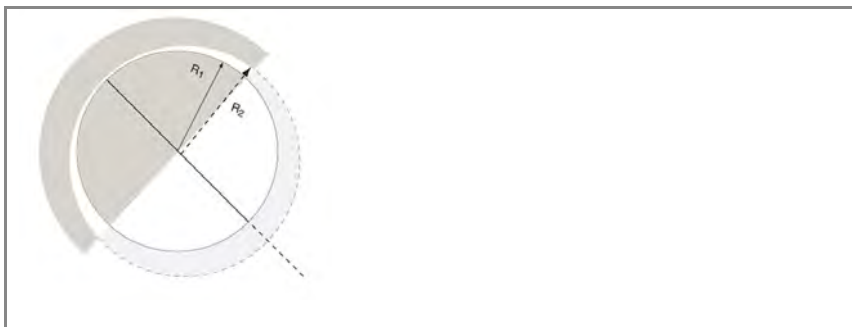


Figure 106 : La clearance diamétrale est égale à 2 fois la clearance radiale et se définit comme différence entre le diamètre interne de la cupule et le diamètre de la tête i.e., $2(R2 - R1)$.

Edge loading : correspond au fait que le vecteur de force (le poids) s'exerçant sur le couple de frottement se réalise principalement à la périphérie de l'implant. Ainsi la lubrification de l'implant ne peut se faire correctement ce qui aboutit à une usure plus importante avec relargage d'ions métaux. L'edge loading dépend du positionnement de la cupule acétabulaire, de la clearance de l'implant ainsi que de la présence d'impingement (292).

HRA : abbréviation pour Hip Resurfacing Arthroplasty= resurfaçage de hanche.

Impingement : il s'agit d'un contact prématuré entre l'anneau acétabulaire et le col fémoral. Il peut être reproduit cliniquement par un mouvement de flexion adduction rotation interne de

la hanche. Il peut être retrouvé radiologiquement par une encoche cervicale. L'impingement augmente le risque d'edge loading.

Pseudotumeur : tumeur inflammatoire des tissus mous, nécrotique, granulomateuse et macrophagique avec infiltrat lymphocytaire perivasculaire, liée aux débris de métaux. Ce type de tumeur a été décrit et mis en évidence pour la première fois par l'Oxford Group dirigé par D.W.Murray en 2008 (222). Depuis 5 ans 54 publications ont été émises sur ce sujet. L'incidence de au moins 1% (17 cas) décrite par Murray n'est cependant pas retrouvée dans les registres nationaux.

Stress shielding : correspond à un pontage des contraintes mécaniques s'exerçant sur l'os par l'implant prothétique et aboutissant à une déminéralisation de celui-ci par manque de stimulation/stress mécanique.

THA : abbréviation pour Total Hip Arthroplasty= prothèse totale de hanche.

BIBLIOGRAPHIE :

1. McMinn DJW. Modern Hip Resurfacing. Springer Verlag; 2009.
2. Bozic KJ, Pui CM, Ludeman MJ, Vail TP, Silverstein MD. Do the potential benefits of metal-on-metal hip resurfacing justify the increased cost and risk of complications? Clin Orthop Relat Res. 2010 Sep;468(9):2301–12.
3. Krantz N, Miletic B, Migaud H, Girard J. Hip resurfacing in patients under thirty years old: an attractive option for young and active patients. Int Orthop. 2012 Sep;36(9):1789–94.
4. Langton DJ, Jameson SS, Joyce TJ, Gandhi JN, Sidaginamale R, Mereddy P, et al. Accelerating failure rate of the ASR total hip replacement. J Bone Joint Surg Br. 2011 Aug;93(8):1011–6.
5. Penny JO, Ding M, Varmarken JE, Ovesen O, Overgaard S. Early micromovement of the Articular Surface Replacement (ASR) femoral component: two-year radiostereometry results. J Bone Joint Surg Br. 2012 Oct;94(10):1344–50.
6. Siebel T, Maubach S, Morlock MM. Lessons learned from early clinical experience and results of 300 ASR hip resurfacing implantations. Proc Inst Mech Eng H. 2006 Feb;220(2):345–53.
7. Spangler L, Cummings P, Tencer AF, Mueller BA, Mock C. Biomechanical factors and failure of transcervical hip fracture repair. Injury. 2001 Apr;32(3):223–8.
8. Mabillean G, Kwon Y-M, Pandit H, Murray DW, Sabokbar A. Metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty: a review of periprosthetic biological reactions. Acta Orthop. 2008 Dec;79(6):734–47.
9. Ong KL, Kurtz SM, Manley MT, Rushton N, Mohammed NA, Field RE. Biomechanics of the Birmingham hip resurfacing arthroplasty. J Bone Joint Surg Br. 2006 Aug 1;88(8):1110–5.
10. Davis ET, Olsen M, Zdero R, Waddell JP, Schemitsch EH. Femoral neck fracture following hip resurfacing: the effect of alignment of the femoral component. J Bone Joint Surg Br. 2008 Nov 1;90(11):1522–7.
11. Steffen R-T, Foguet PR, Krikler SJ, Gundle R, Beard DJ, Murray DW. Femoral neck fractures after hip resurfacing. J Arthroplasty. 2009 Jun;24(4):614–9.
12. Ganapathi M, Vendittoli P-A, Lavigne M, Günther K-P. Femoral component positioning in hip resurfacing with and without navigation. Clin Orthop Relat Res. 2009 May;467(5):1341–7.
13. Richards CJ, Giannitsios D, Huk OL, Zukor DJ, Steffen T, Antoniou J. Risk of Periprosthetic Femoral Neck Fracture After Hip Resurfacing Arthroplasty: Valgus Compared with Anatomic Alignment. A Biomechanical and Clinical

- Analysis. *J Bone Joint Surg Am*. 2008 Aug 1;90(Supplement 3):96–101.
14. Vail TP, Glisson RR, Dominguez DE, Kitaoka K, Ottaviano D. Position of hip resurfacing component affects strain and resistance to fracture in the femoral neck. *J Bone Joint Surg Am*. 2008 Aug 31;90(9):1951–60.
 15. Long JP, Bartel DL. Surgical Variables Affect the Mechanics of a Hip Resurfacing System. *Clin Orthop Relat Res*. 2006 Dec 1;453:115–22.
 16. De Haan R, Campbell PA, Su EP, De Smet KA. Revision of metal-on-metal resurfacing arthroplasty of the hip: the influence of malpositioning of the components. *J Bone Joint Surg Br*. 2008 Sep 1;90(9):1158–63.
 17. Corten K, Macdonald SJ. Hip resurfacing data from national joint registries: what do they tell us? What do they not tell us? *Clin Orthop Relat Res*. 2010 Feb;468(2):351–7.
 18. Shimmin AJ, Bare J, Back DL. Complications associated with hip resurfacing arthroplasty. *Orthop Clin North Am*. 2005 Apr 1;36(2):187–93, ix.
 19. Laffosse JM, Aubin K, Lavigne M, Roy A, Vendittoli PA. Radiographic changes of the femoral neck after total hip resurfacing. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2011 May;97(3):229–40.
 20. Rylander LS, Milbrandt JC, Wallace AB, Allan DG. Radiographic evaluation of midterm failure rates following metal-on-metal hip resurfacing. *J Arthroplasty*. 2011 Sep;26(6):897–902.
 21. Marker DR, Seyler TM, Jinnah RH, Delanois RE, Ulrich SD, Mont MA. Femoral neck fractures after metal-on-metal total hip resurfacing: a prospective cohort study. *J Arthroplasty*. 2007 Oct;22(7 Suppl 3):66–71.
 22. Vendittoli P-A, Ganapathi M, Nuño N, Plamondon D, Lavigne M. Factors affecting hip range of motion in surface replacement arthroplasty. *JCLB*. 2007 Nov 1;22(9):1004–12.
 23. 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*. 2008 Oct;90(10):1291–7.
 24. Williams S, Leslie I, Isaac G, Jin Z, Ingham E, Fisher J. Tribology and Wear of Metal-on-Metal Hip Prostheses: Influence of Cup Angle and Head Position. *J Bone Joint Surg Am*. 2008 Aug 1;90(Supplement 3):111–7.
 25. Langton DJ, Jameson SS, Joyce TJ, Webb J, Nargol AVF. The effect of component size and orientation on the concentrations of metal ions after resurfacing arthroplasty of the hip. *J Bone Joint Surg Br*. 2008 Sep;90(9):1143–51.
 26. Langton DJ, Joyce TJ, Jameson SS, Lord J, Van Orsouw M, Holland JP, et al. Adverse reaction to metal debris following hip resurfacing: the influence of

- component type, orientation and volumetric wear. *J Bone Joint Surg Br.* 2011 Feb;93(2):164–71.
27. McMinn DJW, Daniel J, Ziaee H, Pradhan C. Indications and results of hip resurfacing. *Int Orthop.* 2011 Feb;35(2):231–7.
 28. McMinn D, Treacy R, Lin K, Pynsent P. Metal on metal surface replacement of the hip. Experience of the McMinn prosthesis. *Clin Orthop Relat Res.* 1996 Aug 1;(329 Suppl):S89–98.
 29. Amstutz HC, Le Duff MJ, Johnson AJ. Socket Position Determines Hip Resurfacing 10-Year Survivorship. *Clin Orthop Relat Res.* 2012 Apr 18.
 30. Yoo MC, Cho YJ, Chun YS, Rhyu KH. Impingement between the acetabular cup and the femoral neck after hip resurfacing arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2011 May;93 Suppl 2:99–106.
 31. Callanan MC, Jarrett B, Bragdon CR, Zurakowski D, Rubash HE, Freiberg AA, et al. The John Charnley Award: risk factors for cup malpositioning: quality improvement through a joint registry at a tertiary hospital. *Clin Orthop Relat Res.* 2011 Feb;469(2):319–29.
 32. Board TN, Walter WL. When is 45 degrees not 45 degrees? analysis of the true inclination angle of resurfacing sockets. *J Bone Joint Surg Am.* 2010.
 33. Delaunay S, Dussault RG, Kaplan PA, Alford BA. Radiographic measurements of dysplastic adult hips. *Skeletal Radiol.* 1997 Feb;26(2):75–81.
 34. Franken M, Grimm B, Heyligers I. A comparison of four systems for calibration when templating for total hip replacement with digital radiography. *J Bone Joint Surg Br.* 2010 Jan;92(1):136–41.
 35. Tannast M, Langlotz F, Kubiak-Langer M, Langlotz U, Siebenrock K-A. Accuracy and potential pitfalls of fluoroscopy-guided acetabular cup placement. *Comput. Aided Surg.* 2005 Aug;10(5-6):329–36.
 36. Wimsey S, Pickard R, Shaw G. Accurate scaling of digital radiographs of the pelvis: a prospective trial of two methods. *J Bone Joint Surg Br.* 2006 Nov 1;88-B(11):1508–12.
 37. Nelitz M, Guenther KP, Gunkel S, Puhl W. Reliability of radiological measurements in the assessment of hip dysplasia in adults. *Br J Radiol.* 1999 Apr;72(856):331–4.
 38. Lequesne MG. Femorocoxometry: angles and segments characteristic of dysplastic and dysmorphic hip conditions in adult. Measurement using a femorocoxometer for standard or reduced (digitized) films. *Rev Rhum Engl Ed.* 1999 Mar;66(3):136–42.
 39. Chiron P, Pailhé R, Reina N, Ancelin D, Sharma A, Maubisson L, et al. Radiological validation of a fluoroscopic guided technique for femoral implant positioning during hip resurfacing. *Int Orthop.* 2013 Mar;37(3):361–8.

40. Nork SE, Schär M, Pfander G, Beck M, Djonov V, Ganz R, et al. Anatomic considerations for the choice of surgical approach for hip resurfacing arthroplasty. *Orthop Clin North Am.* 2005 Apr;36(2):163–70–viii.
41. Beaulé PE, Campbell P, Lu Z, Leunig-Ganz K, Beck M, Leunig M, et al. Vascularity of the arthritic femoral head and hip resurfacing. *J Bone Joint Surg Am.* 2006 Dec;88 Suppl 4:85–96.
42. Gautier E, Ganz K, Krügel N, Gill T, Ganz R. Anatomy of the medial femoral circumflex artery and its surgical implications. *J Bone Joint Surg Br.* 2000 Jul;82(5):679–83.
43. Lavigne M, Kalhor M, Beck M, Ganz R, Leunig M. Distribution of vascular foramina around the femoral head and neck junction: relevance for conservative intracapsular procedures of the hip. *Orthop Clin North Am.* 2005 Apr;36(2):171–6–viii.
44. Trueta J. The normal vascular anatomy of the femoral head in adult man. 1953. *Clin Orthop Relat Res.* 1997 Jan; 6–14.
45. Beaulé PE, Campbell PA, Hoke R, Dorey F. Notching of the femoral neck during resurfacing arthroplasty of the hip: a vascular study. *J Bone Joint Surg Br.* 2006 Jan;88(1):35–9.
46. Beaulé PE, Campbell P, Shim P. Femoral head blood flow during hip resurfacing. *Clin Orthop Relat Res.* 2007 Mar;456:148–52.
47. Ganz R, Gill TJ, Gautier E, Ganz K, Krügel N, Berlemann U. Surgical dislocation of the adult hip a technique with full access to the femoral head and acetabulum without the risk of avascular necrosis. *J Bone Joint Surg Br.* 2001 Nov;83(8):1119–24.
48. Khan A, Yates P, Lovering A, Bannister GC, Spencer RF. The effect of surgical approach on blood flow to the femoral head during resurfacing. *J Bone Joint Surg Br.* 2007 Jan;89(1):21–5.
49. Campbell P, Mirra J, Amstutz HC. Viability of femoral heads treated with resurfacing arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2000 Jan;15(1):120–2.
50. Steffen RT, Fern D, Norton M, Murray DW, Gill HS. Femoral oxygenation during hip resurfacing through the trochanteric flip approach. *Clin Orthop Relat Res.* 2009 Apr;467(4):934–9.
51. Steffen RT, Smith SR, Urban JPG, McLardy-Smith P, Beard DJ, Gill HS, et al. The effect of hip resurfacing on oxygen concentration in the femoral head. *J Bone Joint Surg Br.* 2005 Nov;87(11):1468–74.
52. Gerdesmeyer L, Gollwitzer H, Bader R, Rudert M. [Surgical approaches in hip resurfacing]. *Orthopade.* 2008 Jul;37(7):650–8.
53. Hoppenfeld S, DeBoer P, Buckley R, Buckley RE. *Surgical Exposures in Orthopaedics.* 2009.

54. Martínez ADD. Surgical approaches to hip resurfacing surgery. *Revista española de cirugía ortopédica y traumatología* (English edition). 2010 Apr 15;53(6):398–404.
55. Pfeil J, Siebert WE. *Minimally Invasive Surgery in Total Hip Arthroplasty*. Springer Verlag; 2010.
56. Shimmin A, Beaulé PE, Campbell P. Metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2008 Mar;90(3):637–54.
57. Pitto RP. The trochanter slide osteotomy approach for resurfacing hip arthroplasty. *Int Orthop*. 2009 Apr;33(2):387–90.
58. Ramesh M, O'Byrne JM, McCarthy N, Jarvis A, Mahalingham K, Cashman WF. Damage to the superior gluteal nerve after the Hardinge approach to the hip. *J Bone Joint Surg Br*. 1996 Nov;78(6):903–6.
59. Picado CHF, Garcia FL, Marques W. Damage to the superior gluteal nerve after direct lateral approach to the hip. *Clin Orthop Relat Res*. 2007 Feb;455:209–11.
60. Iorio R, Healy WL, Warren PD, Appleby D. Lateral trochanteric pain following primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2006 Feb;21(2):233–6.
61. Fearon AM, Scarvell JM, Neeman T, Cook JL, Cormick W, Smith PN. Greater trochanteric pain syndrome: defining the clinical syndrome. *Br J Sports Med*. 2012 Sep 14.
62. McBryde CW, Revell MP, Thomas AM, Treacy RB, Pynsent PB. The influence of surgical approach on outcome in Birmingham hip resurfacing. *Clin Orthop Relat Res*. 2008 Apr;466(4):920–6.
63. White RE, Forness TJ, Allman JK, Junick DW. Effect of posterior capsular repair on early dislocation in primary total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res*. 2001 Dec;(393):163–7.
64. Tsai S-J, Wang C-T, Jiang C-C. The effect of posterior capsule repair upon post-operative hip dislocation following primary total hip arthroplasty. *BMC Musculoskelet Disord*. 2008;9:29.
65. Kwon MS, Kuskowski M, Mulhall KJ, Macaulay W, Brown TE, Saleh KJ. Does surgical approach affect total hip arthroplasty dislocation rates? *Clin Orthop Relat Res*. 2006 Jun;447:34–8.
66. Ogonda L, Wilson R, Archbold P, Lawlor M, Humphreys P, O'Brien S, et al. A minimal-incision technique in total hip arthroplasty does not improve early postoperative outcomes. A prospective, randomized, controlled trial. *J Bone Joint Surg Am*. 2005 Apr;87(4):701–10.
67. Mont MA, Ragland PS, Marker D. Resurfacing hip arthroplasty: comparison of a minimally invasive versus standard approach. *Clin Orthop Relat Res*. 2005 Dec;441:125–31.

68. McMinn DJW, Daniel J, Pynsent PB, Pradhan C. Mini-incision resurfacing arthroplasty of hip through the posterior approach. *Clin Orthop Relat Res.* 2005 Dec;441:91–8.
69. Myers GJC, Morgan D, McBryde CW, O’dwyer K. Does surgical approach influence component positioning with Birmingham Hip Resurfacing? *Int Orthop.* 2009 Feb;33(1):59–63.
70. Rottinger H. [The MIS anterolateral approach for THA]. *Orthopade.* 2006 Jul;35(7):708, 710–5.
71. Bertin KC, Röttinger H. Anterolateral mini-incision hip replacement surgery: a modified Watson-Jones approach. *Clin Orthop Relat Res.* 2004 Dec;(429):248–55.
72. Röttinger H. [Minimally invasive anterolateral approach for total hip replacement (OCM technique)]. *Oper Orthop Traumatol.* 2010 Oct;22(4):421–30.
73. Hansen BJ, Hallows RK, Kelley SS. The Rottinger approach for total hip arthroplasty: technique and review of the literature. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2011 Sep;4(3):132–8.
74. Rottinger H. Minimally invasive anterolateral surgical approach for total hip arthroplasty: early clinical results. *Hip Int.* 2006;16 Suppl 4:42–7.
75. Romanowski JR, Swank ML. Imageless navigation in hip resurfacing: avoiding component malposition during the surgeon learning curve. *J Bone Joint Surg Am.* 2008 Aug;90 Suppl 3:65–70.
76. Schnurr C, Michael JWP, Eysel P, König DP. Imageless navigation of hip resurfacing arthroplasty increases the implant accuracy. *Int Orthop.* 2009 Apr;33(2):365–72.
77. Schnurr C, Nessler J, Meyer C, Schild HH, Koebke J, König DP. How accurate is image-free computer navigation for hip resurfacing arthroplasty? An anatomical investigation. *J Orthop Sci.* 2009 Sep 3;14(5):497–504.
78. Seyler TM, Lai LP, Sprinkle DI, Ward WG, Jinnah RH. Does Computer-Assisted Surgery Improve Accuracy and Decrease the Learning Curve in Hip Resurfacing? A Radiographic Analysis. *J Bone Joint Surg Am.* 2008 Aug 1;90(Supplement 3):71–80.
79. Cobb JP, Kannan V, Brust K, Thevendran G. Navigation Reduces the Learning Curve in Resurfacing Total Hip Arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2007 Jun 1;PAP:1–8.
80. Davis ET, Gallie P, Macgroarty K, Waddell JP, Schemitsch E. The accuracy of image-free computer navigation in the placement of the femoral component of the Birmingham Hip Resurfacing: a cadaver study. *J Bone Joint Surg Br.* 2007 Apr 1;89(4):557–60.
81. Zhang YZ, Lu S, Yang Y, Xu YQ, Li YB, Pei GX. Design and primary

- application of computer-assisted, patient-specific navigational templates in metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2011 Oct;26(7):1083–7.
82. Zheng G, Gollmer S, Schumann S, Dong X, Feilkas T, Ballester MAG. A 2D/3D correspondence building method for reconstruction of a patient-specific 3D bone surface model using point distribution models and calibrated X-ray images. *Medical Image Analysis*. 2009 Dec 1;13(6):883–99.
 83. Kunz M, Rudan J, Xenoyannis GL, Ellis RE. Computer-Assisted Hip Resurfacing Using Individualized Drill Templates. *J Arthroplasty*. 2010 May 19;25(4):600–6.
 84. Chiron P. Use of a Guide Wire in Hip Resurfacing Arthroplasty. *Osteologie*. 2005 Mar 4; 14(suppl 2):65–7.
 85. Chiron P, Espié A, Reina N, Cavaignac E, Molinier F, Laffosse JM. Surgery for femoroacetabular impingement using a minimally invasive anterolateral approach: Analysis of 118 cases at 2.2-year follow-up. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2012 Feb;98(1):30–8.
 86. Amstutz HC, Wisk LE, Le Duff MJ. Sex as a patient selection criterion for metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2011 Feb;26(2):198–208.
 87. Rosset A, Spadola L, Ratib O. OsiriX: an open-source software for navigating in multidimensional DICOM images. *J Digit Imaging*. 2004 Sep;17(3):205–16.
 88. Girard J, Lavigne M, Vendittoli PA, Roy AG. Biomechanical reconstruction of the hip: a randomised study comparing total hip resurfacing and total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*. 2006 Jun;88(6):721–6.
 89. Godefroy D, Chevrot A, Morvan G, Rousselin B, Sarazin L. [Plain films of pelvis]. *J Radiol*. 2008 May;89(5 Pt 2):679–90; quiz691.
 90. Tannast M, Zheng G, Anderegg C, Burckhardt K, Langlotz F, Ganz R, et al. Tilt and rotation correction of acetabular version on pelvic radiographs. *Clin Orthop Relat Res*. 2005 Sep;438:182–90.
 91. Clohisy JC, Carlisle JC, Trousdale R, Kim Y-J, Beaulé PE, Morgan P, et al. Radiographic evaluation of the hip has limited reliability. *Clin Orthop Relat Res*. 2009 Mar;467(3):666–75.
 92. Olsen M, Gallie P, Waddell JP, Schemitsch EH. The reliability of radiographic assessment of femoral neck-shaft and implant angulation in hip resurfacing arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2009 Mar 19;24(3):333–40.
 93. Lequesne M, Lemoine A, Massare C. [The “complete” coxo-femoral radiographic examination. detection and preoperative aspects of structural defects of the hip]. *J Radiol Electrol Med Nucl*. 1964;45:27–44.
 94. Beaulé PE, Harvey N, Zaragoza E, Le Duff MJ, Dorey FJ. The femoral head/neck offset and hip resurfacing. *J Bone Joint Surg Br*. 2007 Jan;89(1):9–15.

95. Davis ET, Olsen M, Zdero R, Papini M, Waddell JP, Schemitsch EH. A biomechanical and finite element analysis of femoral neck notching during hip resurfacing. *J Biomech Eng*. 2009 Apr;131(4):041002.
96. Royston P. Estimating departure from normality. *Stat Med*. 1991 Aug;10(8):1283–93.
97. Won S, Morris N, Lu Q, Elston RC. Choosing an optimal method to combine P-values. *Stat Med*. 2009 May 15;28(11):1537–53.
98. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*. 1977 Mar;33(1):159–74.
99. Rahman L, Hall-Craggs M, Muirhead-Allwood SK. Radiology of the resurfaced hip. *Skeletal Radiol*. 2011 Jul 5;40(7):819–30.
100. Beaulé PE, Lee JL, Le Duff MJ, Amstutz HC, Ebramzadeh E. Orientation of the femoral component in surface arthroplasty of the hip. A biomechanical and clinical analysis. *J Bone Joint Surg Am*. 2004 Sep;86-A(9):2015–21.
101. Hurst JM, MD PJM. A Simple and Reliable Technique for Placing the Femoral Neck Guide Pin in Hip Resurfacing Arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2010 Jul 12;25(5):832–4.
102. Olsen M, Gamble P, Chiu M, Tumia N, Boyle RA, Schemitsch EH. Assessment of Accuracy and Reliability in Preoperative Templating for Hip Resurfacing Arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2010 Mar 19;25(3):445–9.
103. Witjes S, Smolders JMH, Beaulé PE, Pasker P, van Susante JLC. Learning from the learning curve in total hip resurfacing: a radiographic analysis. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2009 Oct;129(10):1293–9.
104. Hananouchi T, Nishii T, Lee SB, Ohzono K, Yoshikawa H, Sugano N. The Vascular Network in the Femoral Head and Neck After Hip Resurfacing. *J Arthroplasty*. 2009 Dec 17;25(1):146–51.
105. Kannan A, Bal CS, Kumar V, Mittal R, Damle N, Malhotra R. Femoral-head vascularity after hip surface arthroplasty. *J Orthop Traumatol*. 2010 Dec;11(4):221–7.
106. Bitsch RG, Schmalzried TP. [Cementing techniques for hip resurfacing arthroplasty. What do we know?]. *Orthopade*. 2008 Jul;37(7):667–71.
107. Bitsch RG, Loidolt T, Heisel C, Schmalzried TP. Cementing techniques for hip resurfacing arthroplasty: development of a laboratory model. *J Bone Joint Surg Am*. 2008 Aug;90 Suppl 3:102–10.
108. Bitsch RG, Loidolt T, Heisel C, Schmalzried TP. Cementing techniques for hip resurfacing arthroplasty: in vitro study of pressure and temperature. *J Arthroplasty*. 2011 Jan;26(1):144–51.
109. Bitsch RG, Jäger S, Lürssen M, Loidolt T, Schmalzried TP, Weiss S. The

- influence of cementing technique in hip resurfacing arthroplasty on the initial stability of the femoral component. *Int Orthop*. 2011 Dec;35(12):1759–65.
110. Campbell P, Takamura K, Lundergan W, Esposito C, Amstutz HC. Cement technique changes improved hip resurfacing longevity - implant retrieval findings. *Bull NYU Hosp Jt Dis*. 2009;67(2):146–53.
 111. Chandler M, Kowalski RSZ, Watkins ND, Briscoe A, New AMR. Cementing techniques in hip resurfacing. *Proc Inst Mech Eng H*. 2006 Feb;220(2):321–31.
 112. Gill HS, Campbell PA, Murray DW, De Smet KA. Reduction of the potential for thermal damage during hip resurfacing. *J Bone Joint Surg Br*. 2007 Jan;89(1):16–20.
 113. Bitsch RG, Jäger S, Lürssen M, Loidolt T, Schmalzried TP, Clarius M. Influence of bone density on the cement fixation of femoral hip resurfacing components. *J Orthop Res*. 2010 Aug;28(8):986–91.
 114. Leeson MC, Lippitt SB. Thermal aspects of the use of polymethylmethacrylate in large metaphyseal defects in bone. A clinical review and laboratory study. *Clin Orthop Relat Res*. 1993 Oct;(295):239–45.
 115. Little JP, Gray HA, Murray DW, Beard DJ, Gill HS. Thermal effects of cement mantle thickness for hip resurfacing. *J Arthroplasty*. 2008 Apr;23(3):454–8.
 116. Radcliffe IAJ, Taylor M. Investigation into the affect of cementing techniques on load transfer in the resurfaced femoral head: a multi-femur finite element analysis. *JCLB*. 2007 May;22(4):422–30.
 117. Kim PR, Beaulé PE, Laflamme GY, Dunbar M. Causes of early failure in a multicenter clinical trial of hip resurfacing. *J Arthroplasty*. 2008 Sep;23(6 Suppl 1):44–9.
 118. O'Neill M, Beaulé PE, Bin Nasser A, Garbuz D, Lavigne M, Duncan C, et al. Canadian academic experience with metal-on-metal hip resurfacing. *Bull NYU Hosp Jt Dis*. 2009;67(2):128–31.
 119. Schlegel UJ, Siewe J, Bitsch RG, Koebke J, Eysel P, Morlock MM. Influence of cementing the pin on resistance to fracture in hip resurfacing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2011 Feb;26(2):136–40.
 120. Rothstock S, Uhlenbrock A, Bishop N, Laird L, Nassutt R, Morlock M. Influence of interface condition and implant design on bone remodelling and failure risk for the resurfaced femoral head. *J Biomech*. 2011 Jun 3;44(9):1646–53.
 121. Pal B, Gupta S, New AMR. Influence of the change in stem length on the load transfer and bone remodelling for a cemented resurfaced femur. *J Biomech*. 2010 Nov 16;43(15):2908–14.
 122. Pal B, Gupta S, New AM. A numerical study of failure mechanisms in the cemented resurfaced femur: effects of interface characteristics and bone remodelling. *Proc Inst Mech Eng H*. 2009 May;223(4):471–84.

123. Gupta S, New AMR, Taylor M. Bone remodelling inside a cemented resurfaced femoral head. *JCLB*. 2006 Jul;21(6):594–602.
124. Little JP, Taddei F, Viceconti M, Murray DW, Gill HS. Changes in femur stress after hip resurfacing arthroplasty: response to physiological loads. *JCLB*. 2007 May;22(4):440–8.
125. Schlegel UJ, Rothstock S, Siewe J, Schiwy-Bochat KH, Eysel P, Morlock MM. Does impaction matter in hip resurfacing? A cadaveric study. *J Arthroplasty*. 2011 Feb;26(2):296–302.
126. Bedigrew KM, Ruh EL, Zhang Q, Clohisy JC, Barrack RL, Nunley RM. 2011 Marshall Urist Young Investigator Award: when to release patients to high-impact activities after hip resurfacing. *Clin Orthop Relat Res*. 2012 Jan;470(1):299–306.
127. Benedetti MG, Berti L, Frizziero A, Ferrarese D, Giannini S. Functional recovery after hip resurfacing and rehabilitation. *J Sport Rehabil*. 2012 May;21(2):167–74.
128. Le Duff MJ, Amstutz HC. Sporting activity after hip resurfacing: changes over time. *Orthop Clin North Am*. 2011 Apr;42(2):161–7, vii–viii.
129. Narvani AA, Tsiridis E, Nwaboku HCI, Bajekal RA. Sporting activity following Birmingham hip resurfacing. *Int J Sports Med*. 2006 Jun;27(6):505–7.
130. Fisher NE, Killampalli VV, Kundra RK, Jagodzinski NA, Mathur K, Reading AD. Sporting and physical activity following hip resurfacing. *Int Orthop*. 2011 Jul;35(7):977–80.
131. Banerjee M, Bouillon B, Banerjee C, B  this H, Lefering R, Nardini M, et al. Sports activity after total hip resurfacing. *Am J Sports Med*. 2010 Jun;38(6):1229–36.
132. Naal FD, Maffiuletti NA, Munzinger U, Hersche O. Sports after hip resurfacing arthroplasty. *Am J Sports Med*. 2007 May;35(5):705–11.
133. Fouilleron N, Wavreille G, Endjah N, Girard J. Running activity after hip resurfacing arthroplasty: a prospective study. *Am J Sports Med*. 2012 Apr;40(4):889–94.
134. Le Duff MJ, Amstutz HC. The relationship of sporting activity and implant survivorship after hip resurfacing. *J Bone Joint Surg Am*. 2012 May 16;94(10):911–8.
135. Mont MA, Seyler TM, Ulrich SD, Beaul   PE, Boyd HS, Grcula MJ, et al. Effect of changing indications and techniques on total hip resurfacing. *Clin Orthop Relat Res*. 2007 Dec;465:63–70.
136. 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 Jun;51(4):737–55.

137. Merle d'Aubigné R, POSTEL M. Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis. *J Bone Joint Surg Am*. 1954 Jun;36-A(3):451–75.
138. 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 Apr;12(3):256–66.
139. Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Riley LH. Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. *J Bone Joint Surg Am*. 1973 Dec;55(8):1629–32.
140. Smith TO, Nichols R, Donell ST, Hing CB. The clinical and radiological outcomes of hip resurfacing versus total hip arthroplasty: a meta-analysis and systematic review. *Acta Orthop*. 2010 Dec;81(6):684–95.
141. Chen Z, Pandit H, Taylor A, Gill H, Murray D, Ostlere S. Metal-on-metal hip resurfacings--a radiological perspective. *Eur Radiol*. 2011 Mar;21(3):485–91.
142. Ms RR, Md WLJ, Md WRK. Metal-on-Metal Hip Resurfacing: Radiographic Evaluation Techniques. *J Arthroplasty*. 2008 Oct 24;;1–6.
143. DeLee JG, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res*. 1976 Nov;(121):20–32.
144. Bowman NK, Bucher TA, Bassily AA. Fracture of the stem of the femoral component after resurfacing arthroplasty of the hip. *J Bone Joint Surg Br*. 2006 Dec;88(12):1652–3.
145. Bhutta MA, Shah VB. Fracture of the femoral alignment stem of a hip resurfacing arthroplasty. A case report. *Acta Orthop Belg*. 2011 Feb;77(1):128–31.
146. Alberta Hip Improvement Project, MacKenzie JR, O'Connor GJ, Marshall DA, Faris PD, Dort LC, et al. Functional outcomes for 2 years comparing hip resurfacing and total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2012 May;27(5):750–2.
147. Stulberg BN, Fitts SM, Bowen AR, Zadzilka JD. Early return to function after hip resurfacing: is it better than contemporary total hip arthroplasty? *J Arthroplasty*. 2010 Aug;25(5):748–53.
148. Laffosse JM, Chiron P, Molinier F, Bensafi H, Puget J. Prospective and comparative study of the anterolateral mini-invasive approach versus minimally invasive posterior approach for primary total hip replacement. Early results. *Int Orthop*. 2007 Oct;31(5):597–603.
149. Laffosse J-M, Accadbled F, Molinier F, Chiron P, Hocine B, Puget J. Anterolateral mini-invasive versus posterior mini-invasive approach for primary total hip replacement. Comparison of exposure and implant positioning. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2008 Apr;128(4):363–9.
150. Swank ML, Alkire MR. Minimally invasive hip resurfacing compared to minimally invasive total hip arthroplasty. *Bull NYU Hosp Jt Dis*.

2009;67(2):113–5.

151. National Institute of Clinical Excellence. Guidance on the selection of prostheses for primary total hip replacement (Technology appraisal guidance) [Internet]. London: NICE; 2000. Available from: <http://www.nice.org.uk/nicemedia/live/11386/32002/32002.pdf>
152. Cullum N, Sheldon T, Watt I, West P, Wright J. Assessment of NICE guidance. *Lancet*. 2004 Jul;364(9429):136–7.
153. Roberts VI, Esler CN, Harper WM. What impact have NICE guidelines had on the trends of hip arthroplasty since their publication? The results from the Trent Regional Arthroplasty Study between 1990 and 2005. *J Bone Joint Surg Br*. 2007 Jul;89(7):864–7.
154. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG, PRISMA Group. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. *BMJ*. 2009. p. b2535.
155. Guyatt GH, Oxman AD, Kunz R, Vist GE, Falck-Ytter Y, Schünemann HJ, et al. What is “quality of evidence” and why is it important to clinicians? *BMJ*. 2008 May 2;336(7651):995–8.
156. Baker RP, Pollard TCB, Eastaugh-Waring SJ, Bannister GC. A medium-term comparison of hybrid hip replacement and Birmingham hip resurfacing in active young patients. *J Bone Joint Surg Br*. 2011 Feb;93(2):158–63.
157. Five-year results of the ASR XL Acetabular System and the ASR Hip Resurfacing System: an analysis from the Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry. *J Bone Joint Surg Am*. 2011 Dec 21;93(24):2287–93.
158. Aulakh TS, Rao C, Kuiper J-H, Richardson JB. Hip resurfacing and osteonecrosis: results from an independent hip resurfacing register. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2010 Jul;130(7):841–5.
159. Beaulé PE, Shim P, Banga K. Clinical experience of Ganz surgical dislocation approach for metal-on-metal hip resurfacing. *J Arthroplasty*. 2009 Sep;24(6 Suppl):127–31.
160. Bergeron SG, Desy NM, Nikolaou VS, Debiparshad K, Antoniou J. The early results of metal-on-metal hip resurfacing - a prospective study at a minimum two-year follow-up. *Bull NYU Hosp Jt Dis*. 2009;67(2):132–4.
161. Bose VC, Baruah BD. Resurfacing arthroplasty of the hip for avascular necrosis of the femoral head: a minimum follow-up of four years. *J Bone Joint Surg Br*. 2010 Jul;92(7):922–8.
162. Carrothers AD, Gilbert RE, Richardson JB. Birmingham hip resurfacing in patients who are seventy years of age or older. *Hip Int*. 2011 Mar 31;21(2):217–24.

163. Costa CR, Johnson AJ, Naziri Q, Mont MA. Review of total hip resurfacing and total hip arthroplasty in young patients who had Legg-Calvé-Perthes disease. *Orthop Clin North Am.* 2011 Jul;42(3):419–22–viii.
164. Daniel J, Pynsent PB, McMinn DJW. Metal-on-metal resurfacing of the hip in patients under the age of 55 years with osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Br.* 2004 Mar;86(2):177–84.
165. Daniel J, Ziaee H, Kamali A, Pradhan C, Band T, McMinn DJW. Ten-year results of a double heat treated metal on metal hip resurfacing. *J Bone Joint Surg Br.* 2010 Jan;92(1):20–7.
166. De Smet KA. Belgium experience with metal-on-metal surface arthroplasty. *Orthop Clin North Am.* 2005 Apr;36(2):203–13–ix.
167. Valle Della CJ, Nunley RM, Raterman SJ, Barrack RL. Initial American experience with hip resurfacing following FDA approval. *Clin Orthop Relat Res.* 2009 Jan;467(1):72–8.
168. Delport HP, De Schepper J, Smith EJ, Nichols M, Bellemans J. Resurfacing hip arthroplasty. A 3 to 5-year matched pair study of two different implant designs. *Acta Orthop Belg.* 2011 Oct;77(5):609–15.
169. Fowble VA, Rosa dela MA, Schmalzried TP. A comparison of total hip resurfacing and total hip arthroplasty - patients and outcomes. *Bull NYU Hosp Jt Dis.* 2009;67(2):108–12.
170. Giannini S, Cadossi M, Chiarello E, Faldini C, Moroni A, Romagnoli M. Hip resurfacing arthroplasty: a series of 140 consecutive hips with a minimum five year follow-up. A clinical, radiological and histological analysis. *Hip Int.* 2011;21(1):52–8.
171. Gravius S, Mumme T, Weber O, Berdel P, Wirtz DC. [Surgical principles and clinical experiences with the DUROM hip resurfacing system using a lateral approach]. *Oper Orthop Traumatol.* 2009 Dec;21(6):586–601.
172. Gross TP, Liu F. The first 100 fully porous-coated femoral components in hip resurfacing. *Bull NYU Hosp Jt Dis.* 2011;69 Suppl 1:S30–5.
173. Heilpern GNA, Shah NN, Fordyce MJF. Birmingham hip resurfacing arthroplasty: a series of 110 consecutive hips with a minimum five-year clinical and radiological follow-up. *J Bone Joint Surg Br.* 2008 Sep 1;90(9):1137–42.
174. Hing CB, Back DL, Bailey M, Young DA, Dalziel RE, Shimmin AJ. The results of primary Birmingham hip resurfacings at a mean of five years. An independent prospective review of the first 230 hips. *J Bone Joint Surg Br.* 2007 Nov;89(11):1431–8.
175. Hulst JB, Ball ST, Wu G, Le Duff MJ, Woon RP, Amstutz HC. Survivorship of Conserve® Plus monoblock metal-on-metal hip resurfacing sockets: radiographic midterm results of 580 patients. *Orthop Clin North Am.* 2011 Apr;42(2):153–9, vii.

176. Jameson SS, Langton DJ, Nargol AVF. Articular surface replacement of the hip: a prospective single-surgeon series. *J Bone Joint Surg Br.* 2010 Jan;92(1):28–37.
177. Khan M, Kuiper J-H, Edwards D, Robinson E, Richardson JB. Birmingham hip arthroplasty: five to eight years of prospective multicenter results. *J Arthroplasty.* 2009 Oct;24(7):1044–50.
178. Killampalli VV, Hayes A, Parsons N, Costa ML, Prakash U. Hip resurfacing using the trochanteric flip osteotomy. *Hip Int.* 2009 Apr;19(2):131–5.
179. Klein M, Scherger B, Bernd H, Ostermann PA. [Complications after hip resurfacing using the ASR prosthesis in patients with osteoarthritis]. *Z Orthop Unfall.* 2008 Mar;146(2):179–84.
180. Langton DJ, Jameson SS, Joyce TJ, Hallab NJ, Natsu S, Nargol AVF. Early failure of metal-on-metal bearings in hip resurfacing and large-diameter total hip replacement: A consequence of excess wear. *J Bone Joint Surg Br.* 2010 Jan;92(1):38–46.
181. Larbpaiboonpong V, Turajane T, Pragtong P. The early outcome of Birmingham hip resurfacing: an independent Thai surgeon experiences. *J Med Assoc Thai.* 2009 Dec;92 Suppl 6:S134–40.
182. Lei M, Yang S, Xu W, Ye S, Ze R, Fan L. [Metal-on-metal total hip resurfacing arthroplasty for treatment of advanced osteonecrosis of femoral head in young and middle-aged patients]. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi.* 2010 Mar;24(3):262–5.
183. Madadi F, Ejazi A, Kazemi SM, Aalami Harandi A, Madadi F, Sharifzadeh SR. Total hip arthroplasty in advanced osteonecrosis: the short-term results by metal-on-metal hip resurfacing. *Med. Sci. Monit.* 2011 Feb;17(2):CR78–82.
184. Madhu TS, Akula MR, Raman RN, Sharma HK, Johnson VG. The Birmingham hip resurfacing prosthesis: an independent single surgeon's experience at 7-year follow-up. *J Arthroplasty.* 2011 Jan;26(1):1–8.
185. Malhotra R, Kannan A, Kumar V, Nagaraj C, Marimuthu K, Khatri D. Hip resurfacing arthroplasty in inflammatory arthritis a 3- to 5-year follow-up study. *J Arthroplasty.* 2012 Jan;27(1):15–20.
186. Marker DR, Zywił MG, Johnson AJ, Seyler TM, Mont MA. Are component positioning and prosthesis size associated with hip resurfacing failure? *BMC Musculoskelet Disord.* 2010;11:227.
187. Marulanda GA, Wilson MS, Edwards P, Ratterman S. Early clinical experience with the use of the Birmingham hip resurfacing system. *Orthopedics.* 2008 Dec;31(12 Suppl 2).
188. McAndrew AR, Khaleel A, Bloomfield MD, Aweid A. A district general hospital's experience of hip resurfacing. *Hip Int.* 2007 Jan;17(1):1–3.
189. McBryde CW, Theivendran K, Thomas AMC, Treacy RBC, Pynsent PB. The

- influence of head size and sex on the outcome of Birmingham hip resurfacing. *J Bone Joint Surg Am.* 2010 Jan;92(1):105–12.
190. Mont MA, Marker DR, Smith JM, Ulrich SD, McGrath MS. Resurfacing is comparable to total hip arthroplasty at short-term follow-up. *Clin Orthop Relat Res.* 2009 Jan;467(1):66–71.
 191. Naal FD, Pilz R, Munzinger U, Hersche O, Leunig M. High revision rate at 5 years after hip resurfacing with the Durom implant. *Clin Orthop Relat Res.* 2011 Sep;469(9):2598–604.
 192. Ollivere B, Duckett S, August A, Porteous M. The Birmingham Hip Resurfacing: 5-year clinical and radiographic results from a District General Hospital. *Int Orthop.* 2010 Jun;34(5):631–4.
 193. Sandiford NA, Muirhead-Allwood SK, Skinner JA, Hua J. Metal on metal hip resurfacing versus uncemented custom total hip replacement--early results. *J Orthop Surg Res.* 2010;5:8.
 194. Smolders JMH, Hol A, Rijnberg WJ, van Susante JLC. Metal ion levels and functional results after either resurfacing hip arthroplasty or conventional metal-on-metal hip arthroplasty. *Acta Orthop.* 2011 Oct;82(5):559–66.
 195. Steffen RT, Pandit HP, Palan J, Beard DJ, Gundle R, McLardy-Smith P, et al. The five-year results of the Birmingham Hip Resurfacing arthroplasty: an independent series. *J Bone Joint Surg Br.* 2008 Apr;90(4):436–41.
 196. Stulberg BN, Trier KK, Naughton M, Zadzilka JD. Results and lessons learned from a United States hip resurfacing investigational device exemption trial. *J Bone Joint Surg Am.* 2008 Aug;90 Suppl 3:21–6.
 197. Takamura KM, Yoon J, Ebrahimzadeh E, Campbell PA, Amstutz HC. Incidence and significance of femoral neck narrowing in the first 500 Conserve® Plus series of hip resurfacing cases: a clinical and histologic study. *Orthop Clin North Am.* 2011 Apr;42(2):181–93–viii.
 198. Treacy RBC, McBryde CW, Shears E, Pynsent PB. Birmingham hip resurfacing: a minimum follow-up of ten years. *J Bone Joint Surg Br.* 2011 Jan;93(1):27–33.
 199. Vendittoli P-A, Ganapathi M, Roy AG, Lusignan D, Lavigne M. A comparison of clinical results of hip resurfacing arthroplasty and 28 mm metal on metal total hip arthroplasty: a randomised trial with 3-6 years follow-up. *Hip Int.* 2010 Jan;20(1):1–13.
 200. Wang Q, Zhang XL, Chen YS, Shen H, Shao JJ. Resurfacing arthroplasty for hip dysplasia: a prospective randomised study. *J Bone Joint Surg Br.* 2012 Jun;94(6):768–73.
 201. Witzleb W-C, Arnold M, Krummenauer F, Knecht A, Ranisch H, Günther K-P. Birmingham Hip Resurfacing arthroplasty: short-term clinical and radiographic outcome. *Eur. J. Med. Res.* 2008 Jan 23;13(1):39–46.

202. Havelin LI, Fenstad AM, Salomonsson R, Mehnert F, Furnes O, Overgaard S, et al. The Nordic Arthroplasty Register Association: a unique collaboration between 3 national hip arthroplasty registries with 280,201 THRs. *Acta Orthop*. 2009 Aug;80(4):393–401.
203. Johanson P-E, Fenstad AM, Furnes O, Garellick G, Havelin LI, Overgaard S, et al. Inferior outcome after hip resurfacing arthroplasty than after conventional arthroplasty. Evidence from the Nordic Arthroplasty Register Association (NARA) database, 1995 to 2007. *Acta Orthop*. 2010 Oct;81(5):535–41.
204. Buergi ML, Walter WL. Hip resurfacing arthroplasty: the Australian experience. *J Arthroplasty*. 2007 Oct 1;22(7 Suppl 3):61–5.
205. Prosser GH, Yates PJ, Wood DJ, Graves SE, de Steiger RN, Miller LN. Outcome of primary resurfacing hip replacement: evaluation of risk factors for early revision. *Acta Orthop*. 2010 Feb;81(1):66–71.
206. McMinn DJW, Snell KIE, Daniel J, Treacy RBC, Pynsent PB, Riley RD. Mortality and implant revision rates of hip arthroplasty in patients with osteoarthritis: registry based cohort study. *BMJ*. 2012;344:e3319.
207. Bozic KJ, Browne J, Dangles CJ, Manner PA, Yates AJ, Weber KL, et al. Modern metal-on-metal hip implants. *J Am Acad Orthop Surg*. 2012 Jun;20(6):402–6.
208. Goodfellow JW, O'Connor JJ, Murray DW. A critique of revision rate as an outcome measure: re-interpretation of knee joint registry data. *J Bone Joint Surg Br*. 2010 Dec;92(12):1628–31.
209. Berend KR, Lombardi AV, Adams JB, Sneller MA. Unsatisfactory surgical learning curve with hip resurfacing. *J Bone Joint Surg Am*. 2011 May;93 Suppl 2:89–92.
210. Johnson AJ, Zywiol MG, Naziri Q, Mont MA. Femoral Head Resurfacing: Appropriate Patient Selection. *YSART*. 2011 Nov 18;21(1):39–41.
211. Johnson AJ, Costa CR, Naziri Q, Mont MA. Is there a new learning curve with transition to a new resurfacing system? *Bull NYU Hosp Jt Dis*. 2011;69 Suppl 1:S16–9.
212. Hc A, Jt A, Mj LD. Results of Metal-on-Metal Hybrid Hip Resurfacing for Crowe Type-I and II Developmental Dysplasia. 2007 Jan 10;:1–8.
213. Amstutz HC, Beaulé PE, Dorey FJ, Le Duff MJ, Campbell PA, Gruen TA. Metal-on-metal hybrid surface arthroplasty: two to six-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am*. 2004 Jan;86-A(1):28–39.
214. Taddei F, Martelli S, Gill HS, Cristofolini L, Viceconti M. Finite element modeling of resurfacing hip prosthesis: estimation of accuracy through experimental validation. *J Biomech Eng*. 2010 Feb;132(2):021002.
215. Shimmin AJ, Walter WL, Esposito C. The influence of the size of the component

- on the outcome of resurfacing arthroplasty of the hip: a review of the literature. *J Bone Joint Surg Br.* 2010 Apr;92(4):469–76.
216. Isaac GH, Siebel T, Schmalzried TP, Cobb AG, O'Sullivan T, Oakeshott RD, et al. Development rationale for an articular surface replacement: a science-based evolution. *Proc Inst Mech Eng H.* 2006 Feb;220(2):253–68.
 217. Krause WR, Krug W, Miller J. Strength of the cement-bone interface. *Clin Orthop Relat Res.* 1982 Mar;(163):290–9.
 218. McMahon SJ, Young D, Ballok Z, Badaruddin BS, Larbpaiboonpong V, Hawdon G. Vascularity of the femoral head after Birmingham hip resurfacing. A technetium Tc 99m bone scan/single photon emission computed tomography study. *J Arthroplasty.* 2006 Jun 1;21(4):514–21.
 219. Steffen RT, Athanasou NA, Gill HS, Murray DW. Avascular necrosis associated with fracture of the femoral neck after hip resurfacing: histological assessment of femoral bone from retrieval specimens. *J Bone Joint Surg Br.* 2010 Jun;92(6):787–93.
 220. Matthies AK, Skinner JA, Osmani H, Henckel J, Hart AJ. Pseudotumors are common in well-positioned low-wearing metal-on-metal hips. *Clin Orthop Relat Res.* 2012 Jul;470(7):1895–906.
 221. Malviya A, Holland JP. Pseudotumours associated with metal-on-metal hip resurfacing: 10-year Newcastle experience. *Acta Orthop Belg.* 2009 Aug;75(4):477–83.
 222. Pandit H, Glyn-Jones S, McLardy-Smith P, Gundle R, Whitwell D, Gibbons CLM, et al. Pseudotumours associated with metal-on-metal hip resurfacings. *J Bone Joint Surg Br.* 2008 Jul;90(7):847–51.
 223. Canadian Hip Resurfacing Study Group. A survey on the prevalence of pseudotumors with metal-on-metal hip resurfacing in Canadian academic centers. *J Bone Joint Surg Am.* 2011 May;93 Suppl 2:118–21.
 224. Williams DH, Greidanus NV, Masri BA, Duncan CP, Garbuz DS. Prevalence of pseudotumor in asymptomatic patients after metal-on-metal hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2011 Dec 7;93(23):2164–71.
 225. Chana R, Esposito C, Campbell PA, Walter WK, Walter WL. Mixing and matching causing taper wear: corrosion associated with pseudotumour formation. *J Bone Joint Surg Br.* 2012 Feb;94(2):281–6.
 226. Smith AJ, Dieppe P, Porter M, Blom AW, National Joint Registry of England and Wales. Risk of cancer in first seven years after metal-on-metal hip replacement compared with other bearings and general population: linkage study between the National Joint Registry of England and Wales and hospital episode statistics. *BMJ.* 2012;344:e2383.
 227. Dunstan E, Ladon D, Whittingham-Jones P, Carrington R, Briggs TWR. Chromosomal aberrations in the peripheral blood of patients with metal-on-metal

- hip bearings. *J Bone Joint Surg Am.* 2008 Mar;90(3):517–22.
228. Isaac GH, Thompson J, Williams S, Fisher J. Metal-on-metal bearings surfaces: materials, manufacture, design, optimization, and alternatives. *Proc Inst Mech Eng H.* 2006 Feb;220(2):119–33.
 229. Vassiliou KK, Elfick APDA, Scholes SCS, Unsworth AA. The effect of “running-in” on the tribology and surface morphology of metal-on-metal Birmingham hip resurfacing device in simulator studies. *Proc Inst Mech Eng H.* 2006 Feb 1;220(2):269–77.
 230. Jeffers JRT, Roques A, Taylor A, Tuke MA. The problem with large diameter metal-on-metal acetabular cup inclination. *Bull NYU Hosp Jt Dis.* 2009;67(2):189–92.
 231. Medley JB, McGarry W, Campbell P, De Smet K. Well-positioned large diameter surface replacements can have low wear in vivo. *Procs 53rd Annual Meeting ...*; 2007.
 232. Lin ZMZ, Meakins SS, Morlock MMM, Parsons PP, Hardaker CC, Flett MM, et al. Deformation of press-fitted metallic resurfacing cups. Part 1: Experimental simulation. *Proc Inst Mech Eng H.* 2006 Feb 1;220(2):299–309.
 233. Yew AA, Jin ZMZ, Donn AA, Morlock MMM, Isaac GG. Deformation of press-fitted metallic resurfacing cups. Part 2: Finite element simulation. *Proc Inst Mech Eng H.* 2006 Feb 1;220(2):311–9.
 234. Markel D, Day J, Siskey R, Liepins I, Kurtz S, Ong K. Deformation of metal-backed acetabular components and the impact of liner thickness in a cadaveric model. *Int Orthop.* 2011 Aug;35(8):1131–7.
 235. Liu F, Jin Z, Roberts P, Grigoris P. Importance of head diameter, clearance, and cup wall thickness in elastohydrodynamic lubrication analysis of metal-on-metal hip resurfacing prostheses. *Proc Inst Mech Eng H.* 2006 Aug;220(6):695–704.
 236. Dowson D, Jin ZM. Metal-on-metal hip joint tribology. *Institution of Mechanical Engineers.* 2006.
 237. Smith SL, Dowson D, Goldsmith AA. The effect of femoral head diameter upon lubrication and wear of metal-on-metal total hip replacements. *Proc Inst Mech Eng H.* 2001;215(2):161–70.
 238. Sehatzadeh S, Levin L, Kaulback K. Metal-on-Metal Hip Resurfacing Arthroplasty: An Analysis of Safety and Revision Rates (DRAFT). 2012.
 239. Amanatullah DF, Cheung Y, Di Cesare PE. Hip resurfacing arthroplasty: a review of the evidence for surgical technique, outcome, and complications. *Orthop Clin North Am.* 2010 Apr;41(2):263–72.
 240. Haddad FS, Thakrar RR, Hart AJ, Skinner JA, Nargol AVF, Nolan JF, et al. Metal-on-metal bearings: the evidence so far. *J Bone Joint Surg Br.* 2011 May;93(5):572–9.

241. Macpherson GJ, Breusch SJ. Metal-on-metal hip resurfacing: a critical review. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2011 Jan;131(1):101–10.
242. Delaunay C, Petit I, Learmonth ID, Oger P, Vendittoli PA. Metal-on-metal bearings total hip arthroplasty: the cobalt and chromium ions release concern. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2010 Dec;96(8):894–904.
243. van der Weegen W, Hoekstra HJ, Sijbesma T, Bos E, Schemitsch EH, Poolman RW. Survival of metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty: a systematic review of the literature. *J Bone Joint Surg Br.* 2011 Mar;93(3):298–306.
244. Natsu S, Sidaginamale RP, Gandhi J, Langton DJ, Nargol AVF. Adverse reactions to metal debris: histopathological features of periprosthetic soft tissue reactions seen in association with failed metal on metal hip arthroplasties. *J. Clin. Pathol.* 2012 May;65(5):409–18.
245. Murray DW, Grammatopoulos G, Gundle R, Gibbons CLMH, Whitwell D, Taylor A, et al. Hip resurfacing and pseudotumour. *Hip Int.* 2011 Jun 9;21(3):279–83.
246. Carli A, Reuven A, Zukor DJ, Antoniou J. Adverse soft-tissue reactions around non-metal-on-metal total hip arthroplasty - a systematic review of the literature. *Bull NYU Hosp Jt Dis.* 2011;69 Suppl 1:S47–51.
247. Glyn-Jones S, Pandit H, Kwon YM, Doll H, Gill HS, Murray DW. Risk factors for inflammatory pseudotumour formation following hip resurfacing. *J Bone Joint Surg Br.* 2009 Dec;91(12):1566–74.
248. Kwon Y-M, Ostlere SJ, McLardy-Smith P, Athanasou NA, Gill HS, Murray DW. “Asymptomatic” pseudotumors after metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty: prevalence and metal ion study. *J Arthroplasty.* 2011 Jun;26(4):511–8.
249. McDonald DJ, Enneking WF, Sundaram M. Metal-associated angiosarcoma of bone: report of two cases and review of the literature. *Clin Orthop Relat Res.* 2002 Mar;(396):206–14.
250. Cobb AG, Schmalzreid TP. The clinical significance of metal ion release from cobalt-chromium metal-on-metal hip joint arthroplasty. *Proc Inst Mech Eng H.* 2006 Feb;220(2):385–98.
251. Nunley RM, Valle Della CJ, Barrack RL. Is patient selection important for hip resurfacing? *Clin Orthop Relat Res.* 2009 Jan;467(1):56–65.
252. Visuri T, Borg H, Pulkkinen P, Paavolainen P, Pukkala E. A retrospective comparative study of mortality and causes of death among patients with metal-on-metal and metal-on-polyethylene total hip prostheses in primary osteoarthritis after a long-term follow-up. *BMC Musculoskelet Disord.* 2010;11:78.
253. Visuri TI, Pukkala E, Pulkkinen P, Paavolainen P. Cancer incidence and causes of death among total hip replacement patients: a review based on Nordic cohorts with a special emphasis on metal-on-metal bearings. *Proc Inst Mech Eng H.* 2006 Feb;220(2):399–407.

254. Lie SA, Engesaeter LB, Havelin LI, Gjessing HK, Vollset SE. Mortality after total hip replacement: 0-10-year follow-up of 39,543 patients in the Norwegian Arthroplasty Register. *Acta Orthop Scand*. 2000 Feb;71(1):19–27.
255. Holmberg S. Life expectancy after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1992 Jun;7(2):183–6.
256. Visuri T, Pulkkinen P, Turula KB, Paavolainen P, Koskenvuo M. Life expectancy after hip arthroplasty. Case-control study of 1018 cases of primary arthrosis. *Acta Orthop Scand*. 1994 Feb;65(1):9–11.
257. McGregor DB, Baan RA, Partensky C, Rice JM, Wilbourn JD. Evaluation of the carcinogenic risks to humans associated with surgical implants and other foreign bodies - a report of an IARC Monographs Programme Meeting. International Agency for Research on Cancer. *Eur J Cancer*. 2000 Feb;36(3):307–13.
258. Sproul RC, Reynolds HM, Lotz JC, Ries MD. Relationship between femoral head size and distance to lesser trochanter. *Clin Orthop Relat Res*. 2007 Aug;461:122–4.
259. Girard J, Krantz N, Bocquet D, Wavreille G, Migaud H. Femoral head to neck offset after hip resurfacing is critical for range of motion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2011 Sep 16.
260. Marker DR, Strimbu K, McGrath MS, Zywiell MG, Mont MA. Resurfacing versus conventional total hip arthroplasty - review of comparative clinical and basic science studies. *Bull NYU Hosp Jt Dis*. 2009;67(2):120–7.
261. MacEwen GD. Anteversion of the femur. *Postgrad Med*. 1976 Oct;60(4):154–6.
262. Atkinson HD, Johal KS, Willis-Owen C, Zadow S, Oakeshott RD. Differences in hip morphology between the sexes in patients undergoing hip resurfacing. *J Orthop Surg Res*. 2010;5:76.
263. Gross TP, Liu F. Prevalence of dysplasia as the source of worse outcome in young female patients after hip resurfacing arthroplasty. *Int Orthop*. 2012 Jan;36(1):27–34.
264. Jameson SS, Langton DJ, Natsu S, Nargol TVF. The influence of age and sex on early clinical results after hip resurfacing: an independent center analysis. *J Arthroplasty*. 2008 Sep;23(6 Suppl 1):50–5.
265. Popescu D, Ene R, Cirstoiu C. Resurfacing total hip replacement--a therapeutical approach in postmenopausal women with osteoporosis and hip arthrosis. *J Med Life*. 2011 May 15;4(2):178–81.
266. Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA.
267. Hawker GA, Wright JG, Coyte PC, Williams JJ, Harvey B, Glazier R, et al. Differences between men and women in the rate of use of hip and knee

- arthroplasty. *N Engl J Med*. 2000 Apr 6;342(14):1016–22.
268. Lehmann TG, Engesaeter IØ, Laborie LB, Lie SA, Rosendahl K, Engesaeter LB. Total hip arthroplasty in young adults, with focus on Perthes' disease and slipped capital femoral epiphysis: follow-up of 540 subjects reported to the Norwegian Arthroplasty Register during 1987-2007. *Acta Orthop*. 2012 Apr;83(2):159–64.
 269. Antoniou J, Bergeron SG, Ma B, Chakraverty R, Rudan J. The effect of the cam deformity on the insertion of the femoral component in hip resurfacing. *J Arthroplasty*. 2011 Apr;26(3):458–66.
 270. Cobb JP, Kannan V, Dandachli W, Iranpour F, Brust KU, Hart AJ. Learning How to Resurface Cam-Type Femoral Heads with Acceptable Accuracy and Precision: The Role of Computed Tomography-Based Navigation. *J Bone Joint Surg Am*. 2008 Aug 1;90(Supplement 3):57–64.
 271. Cuckler JM. Metal-on-metal surface replacement: a triumph of hope over reason: affirms. *Orthopedics*. 2011 Sep;34(9):e439–41.
 272. Akbar M, Mont MA, Heisel C, Marker DR, Ulrich SD, Seyler TM. [Resurfacing for osteonecrosis of the femoral head]. *Orthopade*. 2008 Jul;37(7):672–8.
 273. Hobbs N, Dixon D, Rasmussen S, Judge A, Dreinhöfer KE, Günther K-P, et al. Patient preoperative expectations of total hip replacement in European orthopedic centers. *Arthritis Care Res (Hoboken)*. 2011 Nov;63(11):1521–7.
 274. Lavigne M, Masse V, Girard J, Roy AG, Vendittoli PA. [Return to sport after hip resurfacing or total hip arthroplasty: a randomized study]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 2008 Jun;94(4):361–7.
 275. Crowninshield RD, Rosenberg AG, Sporer SM. Changing demographics of patients with total joint replacement. *Clin Orthop Relat Res*. 2006 Feb;443:266–72.
 276. Jourdan C, Poiraudau S, Descamps S, Nizard R, Hamadouche M, Anract P, et al. Comparison of patient and surgeon expectations of total hip arthroplasty. *PLoS ONE*. 2012;7(1):e30195.
 277. Amstutz HC, Ball ST, Le Duff MJ, Dorey FJ. Resurfacing THA for patients younger than 50 year: results of 2- to 9-year followup. *Clin Orthop Relat Res*. 2007 Jul;460:159–64.
 278. McGrath MS, Desser DR, Ulrich SD, Seyler TM, Marker DR, Mont MA. Total hip resurfacing in patients who are sixty years of age or older. *J Bone Joint Surg Am*. 2008 Aug;90 Suppl 3:27–31.
 279. Morrey BF. Results of reoperation for hip dislocation: the big picture. *Clin Orthop Relat Res*. 2004 Dec;(429):94–101.
 280. Yuan L, Shih C. Dislocation after total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1999;119(5-6):263–6.

281. Mahoney CR, Heitenberger S, Sanchez P, Schaefer SH, Sculco TP, Westrich GH. Ultimate outcome in immediate postoperative total hip arthroplasty instability. *J Arthroplasty*. 2007 Jan;22(1):79–82.
282. MacDonald SJ. Metal-on-metal total hip arthroplasty: the concerns. *Clin Orthop Relat Res*. 2004 Dec;(429):86–93.
283. de Steiger RN, Miller LN, Prosser GH, Graves SE, Davidson DC, Stanford TE. Poor outcome of revised resurfacing hip arthroplasty. *Acta Orthop*. 2010 Feb;81(1):72–6.
284. Jacobs JJ, Urban RM, Hallab NJ, Skipor AK, Fischer A, Wimmer MA. Metal-on-metal bearing surfaces. *J Am Acad Orthop Surg*. 2009 Feb;17(2):69–76.
285. Sandiford NA, Muirhead-Allwood SK, Skinner JA. Revision of failed hip resurfacing to total hip arthroplasty rapidly relieves pain and improves function in the early post operative period. *J Orthop Surg Res*. 2010;5:88.
286. Desloges W, Catelas I, Nishiwaki T, Kim PR, Beaulé PE. Do Revised Hip Resurfacing Arthroplasties Lead to Outcomes Comparable to Those of Primary and Revised Total Hip Arthroplasties? *Clin Orthop Relat Res*. 2012 Aug 16.
287. Sandiford NA, Kabir C, Muirhead-Allwood SK, Skinner J, Nuthall T. Revision of the Birmingham Hip Resurfacing cup: technical notes and the use of a novel technique to overcome unique problems. *Hip Int*. 2008 Jul;18(3):220–3.
288. Sandiford NA, Muirhead-Allwood S, Skinner J. Revision of the well fixed Birmingham Hip Resurfacing acetabular component--results using a novel device. *Acta Orthop Belg*. 2012 Feb;78(1):49–54.
289. Brown TD, Bartel DL, Implant Wear Symposium 2007 Engineering Work Group. What design factors influence wear behavior at the bearing surfaces in total joint replacements? *J Am Acad Orthop Surg*. 2008;16 Suppl 1:S101–6.
290. Tsai S, Sprague J, Hunter G, Thomas R. Mechanical testing and finite element analysis of oxidized zirconium femoral components. *Trans. Soc. Biomaterials*. 2001; 24:163-167.
291. Spector BM, Ries MD, Bourne RB, Sauer WS, Long M, Hunter G. Wear performance of ultra-high molecular weight polyethylene on oxidized zirconium total knee femoral components. *J Bone Joint Surg Am*. 2001;83-A Suppl 2 Pt 2:80–6.
292. Underwood RJ, Zografos A, Sayles RS, Hart A, Cann P. Edge loading in metal-on-metal hips: low clearance is a new risk factor. *Proc Inst Mech Eng H*. 2012 Mar;226(3):217–26.

ANNEXES

Articles issus de cette thèse ayant fait l'objet d'une publication :

[Radiological validation of a fluoroscopic guided technique for femoral implant positioning during hip resurfacing.](#)

Chiron P, Pailhé R, Reina N, Ancelin D, Sharma A, Maubisson L, Laffosse JM.
Int Orthop. 2013 Mar;37(3):361-8. DOI: 10.1007/s00264-013-1777-9. Epub 2013 Jan 29.
PMID: 23359098 [PubMed - in process]

[Hip resurfacing: a systematic review of literature.](#)

Pailhé R, Sharma A, Reina N, Cavaignac E, Chiron P, Laffosse JM.
Int Orthop. 2012 Dec;36(12):2399-410. DOI: 10.1007/s00264-012-1686-3. Epub 2012 Oct 26.
PMID: 23100124 [PubMed - in process]

[Reproducibility of radiographic assessment of femoral implant position after hip resurfacing arthroplasty: a pilot study](#)

Pailhé R, Reina N, Ancelin D, Cavaignac E, Maubisson L, Sharma A, Chiron P.
Eur J Orthop Surg Traumatol. 2013 Apr 5. DOI: 10.1007/s00590-013-1218-x [Epub ahead of print]
PMID: 23558663; [PubMed - in process]

Articles issus de cette thèse accepté pour publication :

[Prospective study comparing functional outcomes and revision rates between hip resurfacing and total hip arthroplasty : Preliminary results for 2 years](#)

Orthopedic Reviews [eISSN 2035-8164]
Regis Pailhe, Nicolas Reina, Etienne Cavaignac, Akash Sharma, Valerie Lafontan, Jean Michel Laffosse, Philippe Chiron
Ref : #4743

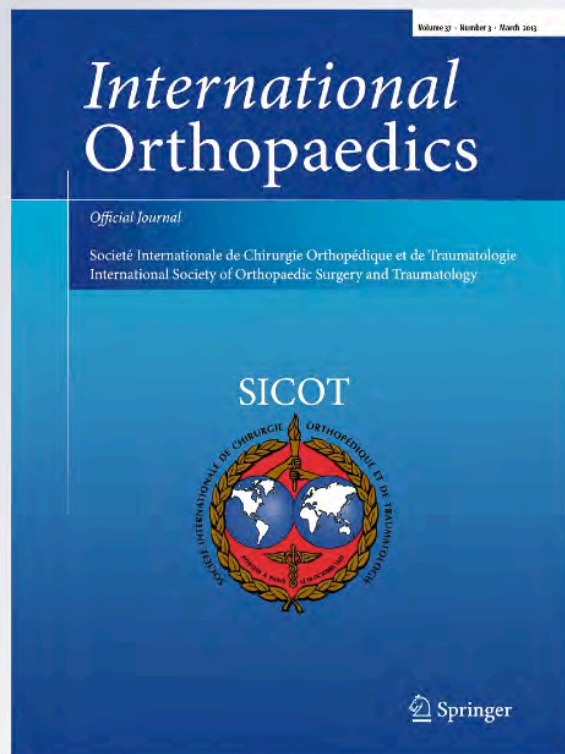
*Radiological validation of a fluoroscopic
guided technique for femoral implant
positioning during hip resurfacing*

**Philippe Chiron, Régis Pailhé, Nicolas
Reina, David Ancelin, Akash Sharma,
Laurent Maubisson & Jean-Michel
Laffosse**

International Orthopaedics

ISSN 0341-2695
Volume 37
Number 3

International Orthopaedics (SICOT)
(2013) 37:361-368
DOI 10.1007/s00264-013-1777-9



 Springer

Radiological validation of a fluoroscopic guided technique for femoral implant positioning during hip resurfacing

Philippe Chiron · Régis Pailhé · Nicolas Reina ·
David Ancelin · Akash Sharma · Laurent Maubisson ·
Jean-Michel Laffosse

Received: 29 October 2012 / Accepted: 4 January 2013 / Published online: 29 January 2013
© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2013

Abstract

Purpose The positioning of the femoral cup in hip resurfacing is essential for the survival of the implant. We described a technique in 2005 to position the femoral cup guided by fluoroscopy independent of the approach performed. The main objectives were to study the positioning of the femoral components of the implant and the accuracy of the technique.

Methods Between 2003 and 2011 we conducted a prospective study of 160 consecutive hip resurfacings all operated with this fluoroscopic-guided technique. Three independent observers performed a radiographic analysis at the pre-operative planning stage and on postoperative radiographs using OsiriX software. The statistical analysis was based on comparison of two groups by Student's *t* test.

Results The entire implant was positioned in valgus, with an average of 7.816° valgus ($p < 0.001$). All implants were positioned in neutral or anteverted with a mean of 1.98° ($p < 0.001$). The risk of malpositioning on the antero-posterior plane was less than 1.41° with $p < 0.019$. The risk of profile positioning error was lower than 0.80° with $p < 0.047$.

Conclusion This study validates a technique of femoral implant positioning for resurfacing. It is simple, precise and independent of the approach performed.

Introduction

Correct positioning of the femoral implant in hip resurfacing arthroplasty is essential for the survival of a hip replacement and for good functional results. An excess of varus or valgus position can cause femoral head fracture [1, 2]. Depending on the series, this type of complication varies from 0 % to 17 % [3]. We described a technique in 2005 [4] for positioning the femoral cup guided by fluoroscopy and independent of the surgical approach chosen.

Our null hypothesis stated that with our technique of femoral implant positioning, we could reproducibly and accurately put the femoral implants in the position chosen during the pre-operative planning.

To test this hypothesis, we defined two main objectives—to determine the correct positioning of the femoral implant and to study the accuracy of the technique to reproduce the pre-operative planning.

Material and methods

Material

Institutional review board approval was obtained prior to the initiation of the study.

Between 2003 and 2011 we conducted a single centre prospective study on 160 cases of hip resurfacing (BHR® Smith & Nephew, Memphis, Tennessee and Durom® Zimmer, Warsaw, Indiana) performed consecutively.

P. Chiron · R. Pailhé · N. Reina · D. Ancelin · L. Maubisson ·
J.-M. Laffosse
The Service de Chirurgie Orthopédique et de Traumatologie,
Centre Hospitalier Universitaire de Rangueil, Toulouse, France

R. Pailhé · A. Sharma
The Royal Orthopaedic Hospital, Birmingham, UK

R. Pailhé (✉)
Service de Chirurgie Orthopédique, Hôpital Rangueil, 1,
avenue du Pr Jean Poulhès, TSA 50032,
31059 Toulouse Cedex, France
e-mail: regis.pailhe@gmail.com

R. Pailhé
e-mail: regis.pailhe@doctors.org.uk

Our inclusion criteria were: patients with primary or secondary osteoarthritis, regardless of aetiology, or osteonecrosis of a volume less than 30 % of the femoral head, age <65 years for men and <60 years for women without major morphological abnormalities of the upper end of the femur or acetabulum, good bone quality, absence of history of allergy to nickel. Women of childbearing age were excluded.

The average age of patients at surgery was 46.8 years $\pm$ 7.2 years with a minimum age of 37 years and maximum 60 years. Patients were predominantly males with a 95 % male dominance and a ratio of 20 to one.

Etiological distribution showed 76.8 % (123 patients) were coxa-arthritis cases: primitive in 58.6 % (72 patients), secondary to epiphysiolysis in 27.6 % (34 patients), secondary to femoro-acetabular impingement in 13.8 % (17 patients), and aseptic osteonecrosis of the femoral head in 23.2 % of cases (37 patients).

Surgical technique

Planning was made according to the following criteria: an implant should be in valgus < 10°, its stem parallel to the longitudinal trabecular system, and it should avoid notching the supero-lateral neck. It should be centred in the neck on frog-leg views. The correct positioning of the femoral cup was assessed on an antero-posterior pelvis radiograph with a femoral internal rotation of 10° and on a lateral radiograph of hip with 45° of flexion, 45° of abduction, and 30° of external rotation [5]. The axis of the stem corresponded to the axis of the guide pin. The entry point on the of the upper end side of the femur was identified in relation to the position of the lesser trochanter (high - medium - low). The exit point of the pin at the top of the head was also identified.

On a technical aspect, the patient in the operating room was placed in a lateral position, with the image intensifier positioned perpendicular to the patient from above. In this configuration, it was possible to obtain a radiograph of the hip with internal rotation of 10° and a position of 45° flexion, 45° abduction, and 30° external rotation without moving the image intensifier (Figs. 1 and 2). The entry point of the pin was marked using a metallic marker and an image intensifier. A 1 cm skin incision was made 2 cm below the point marked for the insertion of the pin in the centre of the femur in the anteroposterior plane. The soft tissues were bluntly dissected until the femur was exposed. An oblique hole was drilled in the axis of the neck with a 4.5-mm diameter drill. This drill was directed, under the control of successive radiographs (Fig. 2), until the subchondral bone of the head was breached. The drill was then removed and replaced with a single guide pin. Guided by this pin, a cannulated drill corresponding to the diameter of the guide bar was used. This allowed the drill to guide a tunnel in the desired axis. Breaching of the subchondral bone and

cartilage was the endpoint and was performed under image intensifier.

Whichever approach was used, we found it possible after the hip was dislocated to position the guide bar and to finish the preparation of the femoral head with the appropriate reamers and jigs without the need for an image intensifier.

In our series, we used a minimally invasive anterolateral approach which preserved both the muscles and vascularity of the femoral head.

Methods

Radiographic evaluation

Three independent observers performed double-blinded, randomized analysis of the radiographs at an interval of two weeks. All radiological parameters were studied using OsiriX software (OsiriX, Switzerland) [6] after calibration on anteroposterior digital pelvic radiographs with the hip in 20° internal rotation and on lateral hip radiographs such as the frog-leg 45/45/30 view [5]. Conforming with strict quality criteria was required, and this was verified before any hip measurements were performed, since even a minimal change in rotation leads to major differences in measurement [7].

On pre-operative radiographs and planned radiographs the following parameters were studied: the neck-shaft angle (NSA), the planned stem-shaft angle (planSSA), and the planned anteversion angle of the implant stem in relation to the axis of the neck.

On postoperative radiographs, the following parameters were studied: the stem-shaft angle (SSA); superior and inferior offset, which ratio was used to evaluate anterior centring of the implant; the anteversion angle of the implant stem in relation to the axis of the neck; anterior and posterior offset, of which the ratio was used to evaluate the lateral centring of the implant; the presence of supero-lateral notching of the femoral neck; and leg length discrepancies with the tear drop line method [8] (Figs. 3 and 4).

To verify our null hypothesis, we defined two main objectives. The first one was to assess the correct positioning of the femoral implants according to the following criteria: the implant positioned in valgus (<10°) (not in varus), the stem parallel to the longitudinal trabeculae and without notching of the supero-lateral cortices of the femoral neck. The leg-length discrepancy should be less than 5 mm. It should also be centred in the axis of the neck on a frog-leg lateral view.

The second objective was to study the accuracy of the technique which was defined by a difference in positioning of the femoral implant compared to preoperative planning on lateral and antero-posterior (AP) radiographs; it should be less than a 2° angle for the SSA angle which evaluated the orientation of the implant in the AP plane, and less than

Fig. 1 Patient placed in lateral decubitus position



1° for the anteversion angle of the femoral implant in the lateral plane.

Clinical evaluation

The total duration of the procedure and the duration of the positioning of the guide wire was assessed. The fluoroscopy time in seconds was recorded for each intervention to appreciate the radiation exposure to the patients. Failures of the technique and complications during the procedure and at the last follow-up were recorded.

Statistical analysis

Gaussian distribution of continuous variables was verified using the Shapiro-Wilk test [9] and equality of variances using the Fisher F-test and the Levene test [10] to check the condition of homoscedasticity required for the use of parametric tests. To check intraobserver validity of the measurements, we carried out correlation matrices with Pearson correlation tests. These tests were interpreted according to the recommendations of Landis

and Koch [11] and calculated the strength of the correlation (between -1 and $+1$) between two metric measurements and their significance. We carried out a Fisher F-test (analysis of variance) to ensure that there were no significant differences between the results obtained by each observer, and thus study interobserver reproducibility.

The postoperative radiographic parameters such as angle SSA, the anteversion angle and offsets ratio were compared with preoperative measurements using parametric Student *t*-tests. Differences in absolute terms between these variables and post/ pre-operative values were calculated and presented in degrees $\pm$ standard deviation in parentheses along with the confidence interval.

Postoperative radiographic parameters were compared with preoperative planning by a paired Student's *t*-test, with the null hypothesis: $H_0 = \text{SSA} - \text{planSSA} < 2^\circ$ and $H_0 = \text{anteversion angle} - \text{angle of anteversion planned} < 1^\circ$.

Radiological parameters of the first 20 resurfacings performed were compared to the rest of the series using Student's *t*-test to analyse the learning curve.

A *p* value < 0.05 and an ICC $> 95\%$ were considered significant. Statistical analysis was carried out by

Fig. 2 Intraoperative radiographic control of drill positioning

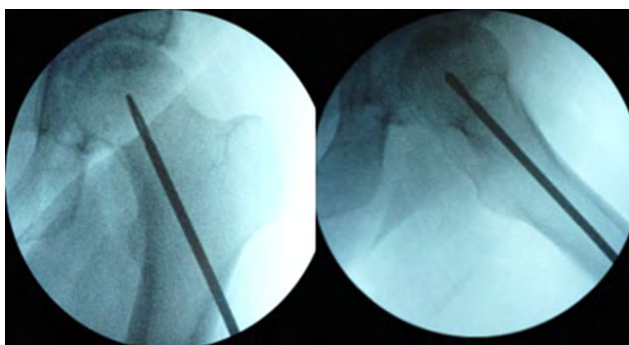
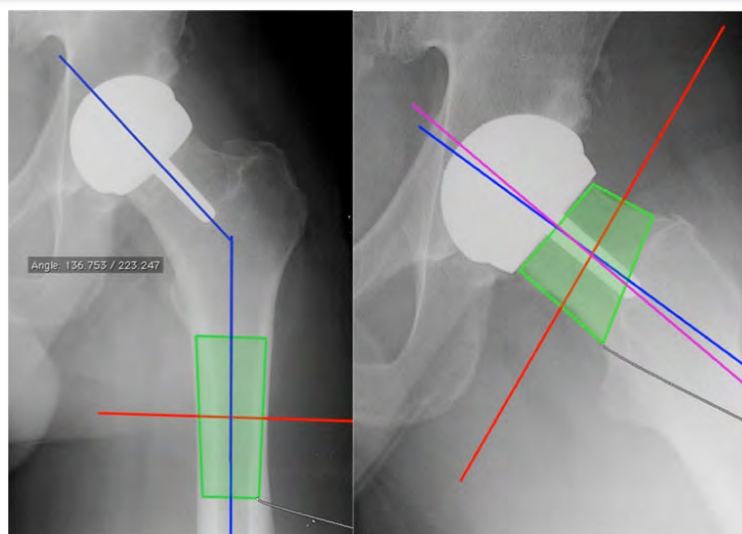


Fig. 3 The SSA angle and anteversion were measured using the trapezoid technique for determining the axes. This technique considers the femoral neck as a quadrangle. The axis of the femoral neck is determined by taking the midpoint of two segments of the femoral neck and by drawing a straight line through these two points. The axis of the femoral shaft or of the stem of the femoral implant can easily be determined using the same technique



an independent statistician using EXCEL (Microsoft Inc, Redmond, WA) and SPSS software (SPSS Inc, Chicago, IL).

Results

Positioning of the femoral implant

In comparison to the preoperative neck-shaft angle NSA, the value of the angle of the implant stem-shaft postoperative SSA showed an increase of $7.816^\circ \pm 4.85$ (5.29 – 10.34 ; $p < 0.001$). All the implants were positioned in valgus and always inferior than 11° .

The anteversion angle of the implant relative to the axis of the neck averaged $1.98^\circ \pm 1.68$ (1.43 – 2.55 ; $p < 0.001$). All

implants were positioned in neutral or anteverted with a minimum angle of 0° and 5° max.

The ratio of vertical offset averaged 0.90 ± 0.44 (0.76 – 1.05 ; $p < 0.001$). The horizontal offset ratio averaged 0.92 ± 0.28 (0.82 – 1.01 ; $p < 0.001$). None of the implants demonstrated supero-lateral notching of the femoral neck. Mean lengthening was 1.5 mm (-6 , 8.5) ($p < 0.001$).

Accuracy of the technique

Comparison between the measurements of the postoperative angle SSA and SSA planned angle showed a mean difference of $1.41^\circ \pm 1.3$ (0.12 – 1.87 ; $p < 0.019$; Fig. 5).

Fig. 4 Vertical and horizontal offsets were measured as follows: first a line was drawn along the axis of the femoral neck, then a second line is drawn parallel and tangent to one edge of the neck and a third line is drawn parallel and tangent to the external edge of the femoral implant (Fig. 2). The distance between the second and third line was the offset

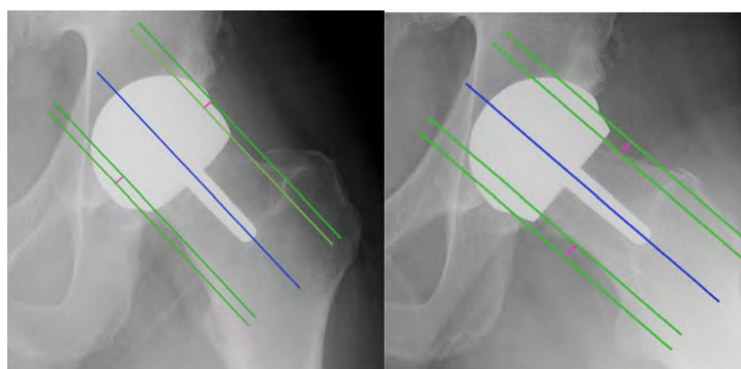
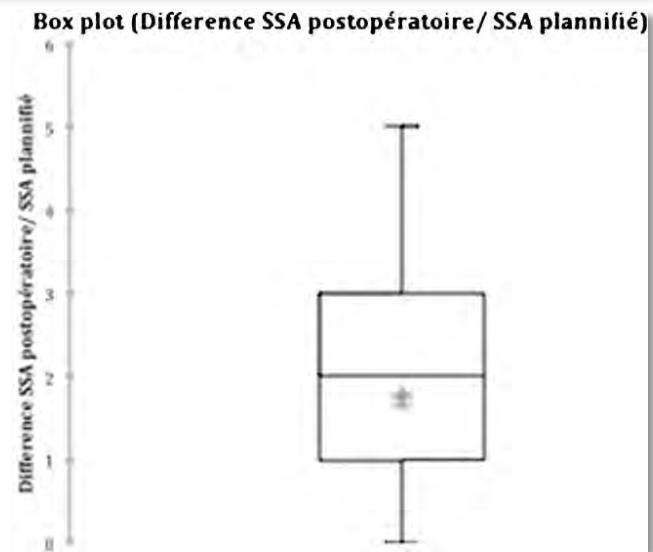


Fig. 5 Difference between postoperative SSA / planSSA



The difference between the angle of anteversion of the implant after surgery and the planned anteversion angle averaged $0.805^\circ \pm 0.695$ (0.01–0.98; $p < 0.047$). The risk of profile positioning error was lower than 1° with $p < 0.047$ and $\alpha < 0.05$.

Learning curve

There was no statistically significant difference between the values of radiological parameters of the first 20 resurfacings performed and the rest of the series (Table 1).

Reproducibility of measurements

Intra-observer reproducibility was very good, as for all radiological parameters the Pearson correlation coefficient was greater than 0.85 (Table 2).

Interobserver reproducibility was also very good. We carried out a Fisher test (analysis of variance) which showed

there were no significant differences between the various observers, except for the superior offset variable (Table 3).

Secondary endpoints

The mean duration of surgery was 117.8 minutes $\pm$ 19.6 minutes with a minimum of 70 minutes and a maximum of 150 minutes. The mean duration of the procedure for positioning the pin was 16.4 minutes $\pm$ 7.4 minutes with a minimum of ten minutes and maximum 35 minutes.

The average fluoroscopy time was 20.1 seconds $\pm$ 10.9 seconds with a minimum of seven seconds and a maximum of 43 seconds.

No intra-operative complication related to the technique or failure has been identified. At a mean follow-up of 47.10 months $\pm$ 2.56 (12–108), we observed four femoral neck fractures, due to high energy trauma in two cases and to avascular necrosis in the other two. One case of ALVAL due to acetabular cup malpositioning (60° of inclination) was observed and required surgical revision.

Table 1 Learning curve effect

Measurement	20 firsts	Rest of the series	Difference
NSA-SSA	$7.4^\circ \pm 4.6^\circ$	$7.8^\circ \pm 4.8^\circ$	0.6° , $p < 0.23$
Anteversion	$2.0^\circ \pm 1.3^\circ$	$1.96^\circ \pm 1.6^\circ$	0.04° , $p < 0.46$
Vertical ratio offset	0.89 ± 0.45	0.90 ± 0.44	0.01 , $p < 0.17$
Horizontal ratio offset	0.91 ± 0.26	0.92 ± 0.28	0.01 , $p < 0.17$

Table 2 Intraobserver reproducibility measured by Pearson's correlation coefficient and the corresponding *P* value

Observer	Parameter	SSA	Offset >	Offset <	Anteversion	Anterior offset	Posterior offset
Obs 1	r	0.991**	0.872**	0.976**	0.993**	0.594	0.943**
	<i>P</i>	0.000	0.000	0.000	0.000	0.054	0.000
Obs 2	r	0.965**	0.754**	0.965**	0.942**	0.923**	0.975**
	<i>P</i>	0.000	0.007	0.000	0.000	0.000	0.000
Obs 3	r	0.951**	0.963**	0.877**	0.827**	0.948**	0.972**
	<i>P</i>	0.000	0.000	0.000	0.002	0.000	0.000
Mean	r	0.969	0.863	0.939	0.920	0.821	0.963

* Significant result

Discussion

Our series statistically confirms and allows us to validate the accuracy and reliability of the technique for placement of the femoral implants. The results of this study also highlight the excellent intra-observer reproducibility and interobserver measurement of radiographic parameters to assess the positioning of a resurfacing implant. Indeed intraobserver reproducibility for the Spearman correlation coefficient *r*

was whatever the parameters studied and whatever the observer averaged 0.913 (0.754 min – max 0.993). The interobserver study by analysis of variance highlighted excellent reproducibility since no significant difference could be detected except for the measurement of superior offset.

Furthermore, this study did not assess the intra and inter-operator reproducibility. However, the results did include the learning curve of this technique. The results of the first 20 resurfacings were compared to the rest of the series and

Table 3 Interobserver reproducibility measured by analysis of variance using the Fisher F-test

Observer	Measure	Femoral implant diameter (mm)	SSA	Offset >	Offset <	Anteversion	Anterior offset	Posterior offset
First analysis								
Observer 1	Mean	47.273	141.648	0.531	0.591	7.436	0.597	0.707
	Standard deviation	2.87	4.89	0.08	0.18	5.71	0.16	0.23
Observer 2	Mean	47.273	141.011	0.667	0.655	8.551	0.659	0.770
	Standard deviation	2.87	4.83	0.18	0.24	5.26	0.22	0.24
Observer 3	Mean	47.273	142.556	0.459	0.560	6.928	0.579	0.581
	Standard deviation	2.87	5.08	0.12	0.16	3.04	0.15	0.14
Total	Mean	47.273	141.738	0.552	0.602	7.638	0.612	0.686
	Standard deviation	2.78	4.82	0.16	0.20	4.71	0.18	0.22
	F	0.000	0.272	6.938	0.673	0.327	0.595	2.318
	P	1.000	0.763	0.003	0.518	0.724	0.558	0.116
Significance		ns	ns	sig.	ns	ns	ns	ns
Second analysis								
Observer 1	Mean	47.273	141.869	0.551	0.603	7.161	0.544	0.800
	Standard deviation	2.87	4.59	0.09	0.19	5.25	0.22	0.32
Observer 2	Mean	47.273	141.982	0.582	0.625	7.975	0.663	0.769
	Standard deviation	2.87	4.71	0.13	0.19	4.73	0.28	0.26
Observer 3	Mean	47.273	142.759	0.447	0.579	6.032	0.620	0.679
	Standard deviation	2.87	5.03	0.13	0.15	3.63	0.20	0.19
Total	Mean	47.273	142.203	0.526	0.602	7.056	0.609	0.749
	Standard deviation	2.78	4.65	0.13	0.18	4.52	0.23	0.26
	F	0.000	0.113	3.700	0.179	0.497	0.720	0.644
	P	1.000	0.893	0.037	0.837	0.613	0.495	0.532
Significance		ns	ns	sig.	ns	ns	ns	ns

ns not significant, sig. significant

showed no statistically significant difference. In other words, even when the operator was untrained, this technique gave reliable and reproducible results. These results are encouraged by those of Hurst and Millett [12].

The assessment of positioning of the implant on using radiographs could be criticised; nonetheless, Olsen reported good intra and interobserver reproducibility when measuring the SSA angle [13]. In fact, a three-dimensional CT evaluation would have been of preference to assess precisely the correct positioning of implants. However, because of the stringent radiological quality criteria selected, we had a radiological analysis with very good intra and interobserver reproducibility.

In our series we chose to position the femoral implants in valgus parallel to the longitudinal axis of the trabeculae. Many studies have confirmed the importance of this for implant positioning [14, 15]. In an anatomical and biomechanical study, Freeman et al. [16] highlighted that the compressive strength of the femoral head depends on the medial trabecular system which runs through the head at approximately 20° to the vertical plane. Long et al. [17] conducted a finite element analysis of the effects of femoral implant positioning, which found a significant decrease in the risk of loosening and fracture, with valgus positioning of the implants. In addition to those ex-vivo studies, many clinical studies have shown the importance for the future of the resurfaced hip in accordance with the valgus positioning of femoral implant and absence of supero lateral femoral neck notching [1, 15, 18]. The correct positioning is essential but remains a difficult task even for experienced surgeons [19].

Many techniques have been developed to shorten the learning curve for surgeons and improve the ease and accuracy of femoral implant placement [20]. The work done on many navigation systems “free image” or systems-based on CT tend to show a decrease in the learning curve and a better positioning of the implants. Seyler, in a study comparing the accuracy of implantation of femoral components based on the experience of the surgeon, found an average accuracy compared to the planned angle SSA of 0.9–1.5° ($p < 0.17$) [21]. Ganapathi et al. found a difference of position with navigation less than 1° compared to planning in a retrospective study comparing 51 hips operated with navigation and 88 by the conventional technique [22]. These results are comparable to those of our technique and in some cases even better.

Our technique has the advantage of positioning the femoral implant without influencing the surgical approach to hip resurfacing. Indeed, even if Myers et al. [23] and McBryde et al. [24] suggest that the surgical approach slightly modifies the position of the femoral implant and survival, it is vital for the surgeon to preserve the vascularity of the femoral head and neck [25].

Conclusion

This study validates a technique for resurfacing femoral implant positioning which is simple, accurate, independent of the approach, and does not require heavy physical logistics.

Conflict of interest None.

References

1. De Haan R, Campbell PA, Su EP, De Smet KA (2008) Revision of metal-on-metal resurfacing arthroplasty of the hip: the influence of malpositioning of the components. *J Bone Joint Surg Br* 90 (9):1158–1163
2. Kim PR, Beaulé PE, Laflamme GY, Dunbar M (2008) Causes of early failure in a multicenter clinical trial of hip resurfacing. *J Arthroplast* 23(6 Suppl 1):44–49
3. Pailhé R, Sharma A, Reina N, Cavaignac E, Chiron P, Laffosse J-M (2012) Hip resurfacing: a systematic review of literature. *Int Orthop* 36(12):2399–2410
4. Chiron P (2005) Use of a guide wire in hip resurfacing arthroplasty. *Osteologie* 14(suppl 2):65–67
5. Cavaignac E, Chiron P, Espié A, Reina N, Lepage B, Laffosse J-M (2012) Experimental study of an original radiographic view for diagnosis of cam-type anterior femoroacetabular impingement. *Int Orthop* 36(9):1783–1788
6. Rosset A, Spadola L, Ratib O (2004) OsiriX: an open-source software for navigating in multidimensional DICOM images. *J Digit Imaging* 17(3):205–216
7. Tannast M, Zheng G, Anderegg C, Burckhardt K, Langlotz F, Ganz R, Siebenrock KA (2005) Tilt and rotation correction of acetabular version on pelvic radiographs. *Clin Orthop Relat Res* 438:182–190
8. Sayed-Noor ASA, Hugo AA, Sjöden GOG, Wretenberg PP (2009) Leg length discrepancy in total hip arthroplasty: comparison of two methods of measurement. *CORD Conf Proc* 33(5):1189–1193
9. Royston P (1991) Estimating departure from normality. *Stat Med* 10(8):1283–1293
10. Won S, Morris N, Lu Q, Elston RC (2009) Choosing an optimal method to combine P-values. *Stat Med* 28(11):1537–1553
11. Landis JR, Koch GG (1977) The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 33(1):159–174
12. Hurst JM, Millett PJ (2010) A simple and reliable technique for placing the femoral neck guide pin in hip resurfacing arthroplasty. *J Arthroplast* 25(5):832–834
13. Olsen M, Gamble P, Chiu M, Tumia N, Boyle RA, Schemitsch EH (2010) Assessment of accuracy and reliability in preoperative templating for hip resurfacing arthroplasty. *J Arthroplast* 25 (3):445–449
14. Beaulé PE, Lee JL, Le Duff MJ, Amstutz HC, Ebrahimpour E (2004) Orientation of the femoral component in surface arthroplasty of the hip. A biomechanical and clinical analysis. *J Bone Joint Surg Am* 86-A(9):2015–2021
15. Richards CJ, Giannitsios D, Huk OL, Zukor DJ, Steffen T, Antoniou J (2008) Risk of periprosthetic femoral neck fracture after hip resurfacing arthroplasty: valgus compared with anatomic alignment. A biomechanical and clinical analysis. *J Bone Joint Surg Am* 90 (Supplement 3):96–101

16. Freeman MA (1978) Some anatomical and mechanical considerations relevant to the surface replacement of the femoral head. *Clin Orthop Relat Res* 134:19–24
17. Long JP, Bartel DL (2006) Surgical variables affect the mechanics of a hip resurfacing system. *Clin Orthop Relat Res* 453:115–122
18. Laffosse JM, Aubin K, Lavigne M, Roy A, Vendittoli PA (2011) Radiographic changes of the femoral neck after total hip resurfacing. *Orthop Traumatol Surg Res* 97(3):229–240
19. Steffen R-T, Foguet PR, Krikler SJ, Gundle R, Beard DJ, Murray DW (2009) Femoral neck fractures after hip resurfacing. *J Arthroplast* 24(4):614–619
20. Witjes S, Smolders JMH, Beaulé PE, Pasker P, van Susante JLC (2009) Learning from the learning curve in total hip resurfacing: a radiographic analysis. *Arch Orthop Trauma Surg* 129(10):1293–1299
21. Seyler TM, Lai LP, Sprinkle DI, Ward WG, Jinnah RH (2008) Does computer-assisted surgery improve accuracy and decrease the Learning curve in hip resurfacing? A radiographic analysis. *J Bone Joint Surg Am* 90(Supplement 3):71–80
22. Ganapathi M, Vendittoli P-A, Lavigne M, Günther K-P (2009) Femoral component positioning in hip resurfacing with and without navigation. *Clin Orthop Relat Res* 467(5):1341–1347
23. Myers GJC, Morgan D, McBryde CW, O'Dwyer K (2009) Does surgical approach influence component positioning with Birmingham hip resurfacing? *Int Orthop* 33(1):59–63
24. McBryde CW, Revell MP, Thomas AM, Treacy RB, Pynsent PB (2008) The influence of surgical approach on outcome in Birmingham hip resurfacing. *Clin Orthop Relat Res* 466(4):920–926
25. Hananouchi T, Nishii T, Lee SB, Ohzono K, Yoshikawa H, Sugano N (2009) The vascular network in the femoral head and neck after hip resurfacing. *J Arthroplast* 25(1):146–151

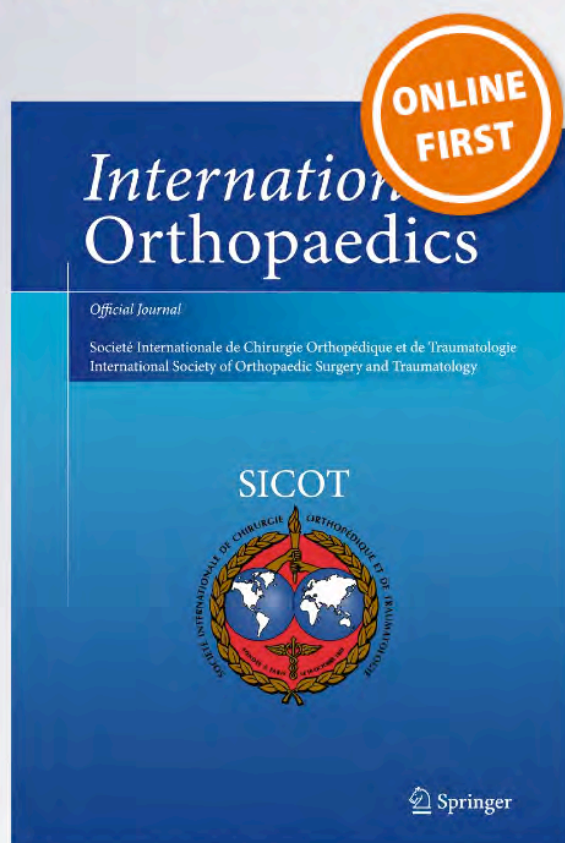
Hip resurfacing: a systematic review of literature

Régis Pailhé, Akash Sharma, Nicolas Reina, Etienne Cavaignac, Philippe Chiron & Jean-Michel Laffosse

International Orthopaedics

ISSN 0341-2695

International Orthopaedics (SICOT)
DOI 10.1007/s00264-012-1686-3



 Springer

Hip resurfacing: a systematic review of literature

Régis Pailhé · Akash Sharma · Nicolas Reina ·
Etienne Cavaignac · Philippe Chiron ·
Jean-Michel Laffosse

Received: 28 September 2012 / Accepted: 11 October 2012
© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2012

Abstract

Purpose We conducted a systematic review of the literature in order to take stock of hip resurfacing according to the principle of “evidence based medicine”. Our main objective was to compare the rate of revision of resurfacing implants with survival limits set by the National Institute of Clinical Excellence (NICE).

Methods A systematic review was undertaken of all published (Medline, Cochrane, EMBASE) literature research databases up to July 2012 as recommended by the PRISMA statement. Data extraction focused on functional outcomes, complications and survival rates. The survival rates of implants were analysed according to the mean of the series in comparison to the NICE criteria.

Results Fifty-three studies were identified and included 26,456 cases with an average of 499.17 ± 856.7 (range, 38–5000) cases per study. The median survival was $95.57\% \pm 3.7\%$ (range, 84–100). The percentage of studies which satisfied the criteria set by NICE was 69.8 %. In terms of cumulative revision rates pondered by the number of implants, BHR®, Conserve Plus® and Cormet® showed

the best results. The mean postoperative score was 91.2 ± 7.72 (range, 68.3–98.6). There was no statistically significant difference between implants in terms of functional outcomes.

Conclusion On the basis of the current evidence base, this review of the literature emphasises the importance of certain parameters that can improve the results of resurfacing. The type of implant seems to play an important role as does patient selection.

Introduction

After a period of popularity, hip resurfacing has seen a number of indications to be decreasing [1]. It is currently the subject of numerous concerns with regards to the presence of metal ions in the blood, even if there is no conclusive evidence of a carcinogenic effect [2]. Furthermore, many publications seem to show excellent results. We conducted a systematic review of the literature in order to take stock of this surgical technique according to the principle of “evidence based medicine.”

Our main objective was to compare the rate of revision of resurfacing implants with survival limits set by the National Institute of Clinical Excellence (NICE) (maximum of 10 % at ten years), being part of the National Health System (NHS) in England and Wales [3–5]. The secondary objectives were to evaluate the functional outcome and complications associated with hip resurfacing as well as differences between these implants.

Materials and methods

The research was conducted on July 14, 2012 using the Cochrane databases, EMBASE and MEDLINE as recommended by The PRISMA statement [6]. The electronic

R. Pailhé · A. Sharma
The Royal Orthopaedic Hospital,
Birmingham, UK

N. Reina · E. Cavaignac · P. Chiron · J.-M. Laffosse
The Service de Chirurgie Orthopédique et de Traumatologie,
Centre Hospitalier Universitaire de Rangueil,
Toulouse, France

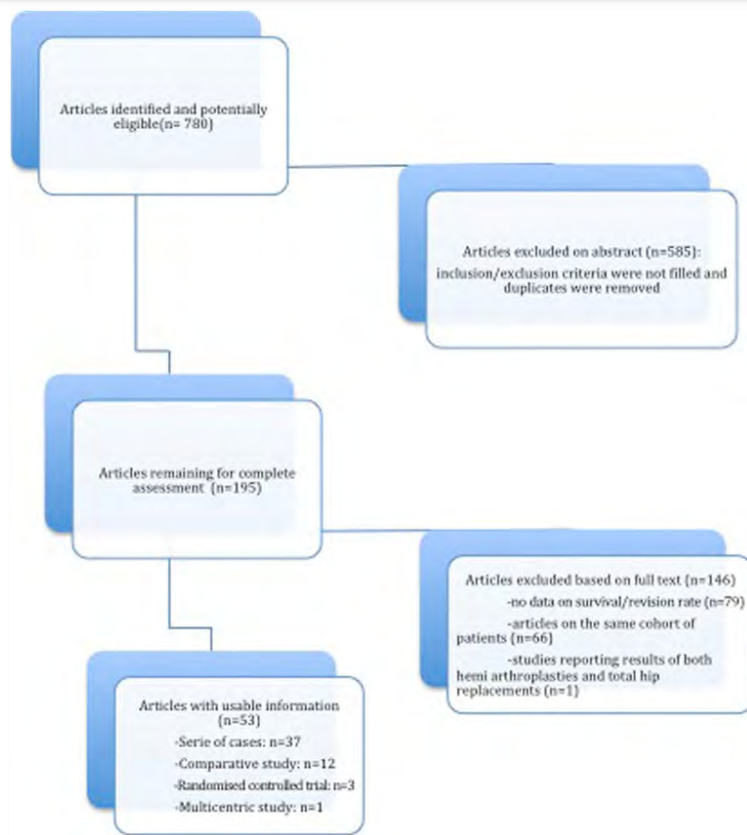
R. Pailhé (✉)
Service de Chirurgie Orthopédique, Hôpital Rangueil,
1, avenue du Pr Jean Poulhès, TSA 50032,
31059 Toulouse Cedex, France
e-mail: regis.pailhe@gmail.com

R. Pailhé
e-mail: regis.pailhe@doctors.org.uk

Published online: 26 October 2012

 Springer

Fig. 1 Flow chart of the PRISMA procedure of systematic review of the literature



search included articles published until 25 July 2012. The following terms used the joints “AND”, “NOT” and “OR”: hips, femur head, femoral head, femur neck, femoral neck, resurfac* outcome, follow-up, FU, prosthesis failure, pseudotumor, pseudotumour, mechanical stress, gait, patient satisfaction, activity, activities, surviv* and risk factors. All titles and abstracts were reviewed by a single observer, and for studies meeting eligibility criteria the full article was obtained. The reference lists of meta-analysis and systematic reviews of the literature were examined to avoid missing studies not identified by the search. The inclusion criteria were: publication in English and studies reporting survival or revision of the implant with a minimum of at least six-months follow up. Exclusion criteria were: studies on hemi-arthroplasty, studies reporting results after revision of a resurfacing, retrospective studies on implant failures, technical note type studies, studies reporting only laboratory results, histological studies, in-vitro simulation study, bio-engineering studies, radiological studies, studies of national

registries, and clinical case studies of peri-prosthetic bone density. If articles described the same series of patients, we included the most recently published series with the largest number of patient population. The criteria for inclusion/exclusion was controlled by two different observers with the inclusion of a third in case of disagreement. Data extraction focused on the type of prosthesis, the design of the study, the baseline characteristics of patients, the mean follow-up, functional scores, survival rates, and the type and number of complications. Functional scores were standardised as far as possible on a scale of 0 to 100, with 100 representing the best possible functional outcome. The survival rate of implants was analysed according with respect to the mean of the series and compared with the NICE criteria. Quality of studies, in terms of level of evidence, was judged using the GRADE evaluation system (Grading of Recommendations Assessment, Development and Evaluations) classifying the quality of education in high, moderate, low and very low [7].

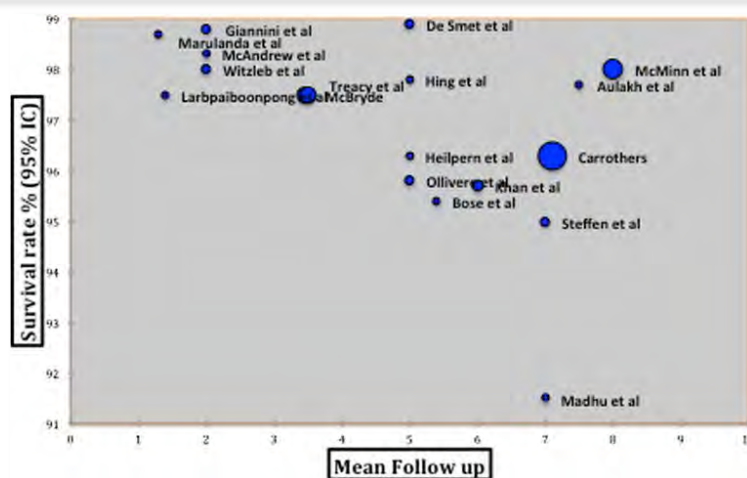
Table 1 Study results

Authors	Study design	Implant	Number of hips	Percent (% males)	Mean age	% OA primary/ OA secondary/Other	Mean follow-up (years)	Percent (%) lost to follow-up	Number of revisions	Survival rate % (95 % CI)
Amstutz et al. [10]	Series of cases	Conserve plus	1107	74	50	NS	6.8	0.2	44	96
Aulakh et al. [11]	Series of cases	BHR	202	75	42	50/0/50	7.5	0	6	97.7 AN; 95 OA
Baker et al. [8]	Comparative study BHR vs THA	BHR	54 BHR vs 54 THA	74	50	100/0/0	9	NR	5 BHR vs 9 THA	NR
Beaulé et al. [12]	Series of cases	Conserve plus	116	81	47	81/9/10	3.2	1.9	2	98.1
Bergeron et al. [13]	Series of cases	ASR	228	80	54	97/0/3	4.6	3	8	94.8
Bose et al. [14]	Series of cases	BHR	96	84	39	0/100/0	5.4	0	3	95.4
Carrothers et al. [15]	Multicentric study	BHR	5000	67	53	NS	7.1	NR	182	96.3
Costa et al. [16]	Comparative study Cormet vs THA	Cormet	73 Cormet vs 137 THA	86 (cormet) vs 47(THA)	53	NS	2.4	NR	0 Cormet vs 3 THA	NR
Daniel et al. [17]	Series of cases	McMinn et BHR	446	79	48	100/0/0	3.3	0	1	99.8
Daniel et al. [18]	Series of cases	McMinn 2nd generation	184	59	54	82/0/18	10.5	0.5	30	84
De Smet et al. [19]	Series of cases	BHR	252	69	50	81/6/13	5	1.5	3	98.9
De Steiger et al. [9]	Comparative study ASR vs THA	ASR	1167 ASR	95	53	NR	5	NR		89.1
Della Valle et al. [20]	Series of cases	BHR	537	71	52	89/6/5	0.87	NR	14	NR
Delpont et al. [21]	Comparative study BHR vs Recap	BHR et Recap	56	82	52	NS	4.8	NR	0	NR
Fowble et al. [22]	Comparative study Conserve plus vs THA	Conserve plus	50 Conserve plus vs 44 THA	62	50	98/1/1	3.2	NR	1 Conserve plus vs 0 THA	NR
Giannini et al. [23]	Series of cases	BHR	350	52	51	52/22/26	2	NS	4	98.8
Gravius et al. [24]	Series of cases	Durom	82	56	53	93/7/0	2.4	2.4	2	97.6
Gross et al. [25]	Series of cases	Cormet	100				8	NR	21	93
Heilpern et al. [26]	Series of cases	BHR	113	58	54	88/4/8	5	3	4	96.3 (92.8–99.8)
Hing et al. [27]	Series of cases	BHR	230	66	52	NS	5	0.5	2	97.8 (97.1–100)
Hulst et al. [28]	Series of cases	Conserve plus	643	67	49	65/15/20	10.4	NR	45	98.3
Jameson et al. [29]	Series of cases	ASR	214	60	56	68/5/27	3.6	0	12	93 (80–98)
Khan et al. [30]	Series of cases	BHR	679	60	51	NS	6	2	29	95.7 (94.4–97.4)
Killampalli et al. [31]	Series of cases	Cormet	100	61	56	97/1/2	5	0	0	100
Kim et al. [32]	Series of cases	Conserve plus	200	78	49	86/4/10	2.6	0	14	93
Klein et al. [33]	Series of cases	ASR	115	47	58	100/0/0	1	0	13	88.7
Langton et al. [34]	Comparative study BHR vs ASR	BHR et ASR	155 BHR vs 505 ASR	54	56	NS	2.9	NR	17 ASR vs 0 BHR	NR
Laripaiboonpong et al. [35]	Series of cases	BHR	40	58	41.3	35/52/13	1.4	0	1	97.5
Lei et al. [36]	Series of cases	Durom	90	52	47	50/0/50	2.3	0	1	98.9
Mackenzie et al. [37]	Comparative study BHR vs THA	BHR	499	75.5	49.1	100/0/0	2	0	0	100
Madadi et al. [38]	Comparative study ON vs OA	Cormet	52	52	35	50/0/50	3.4	NR	6	88.4

Table 1 (continued)

Authors	Study design	Implant	Number of hips	Percent (%) males	Mean age	% OA primary/ OA secondary/Other	Mean follow-up (years)	Percent (%) lost to follow-up	Number of revisions	Survival rate % (95% CI)
Madhu et al. [39]	Series of cases	BHR	117	58	54	56/44/0	7	1	8	91.5 (85.4–97.6)
Malhotra et al. [40]	Series of cases	ASR	32	70	33	0/0/100	3.6	0	1	96.8
Marker et al. [41]	Series of cases	Conserve plus	361	71	50	74/15/11	4.9	NR	23	93.6
Marulanda et al. [42]	Series of cases	BHR	230	73	55	87/0/13	1.3	NS	3	98.7
McAndrew et al. [43]	Series of cases	BHR	180	NS	56	94/0/6	2	0	3	98.3
McBryde [44]	Series of cases	BHR	2123	62	55	100/0/0	3.46	0	48	97.5 (96.3–98.3)
McMinn et al. [45]	Series of cases	BHR	3095	NS	53		8	0	68	98
Mont et al. [46]	Comparative study Conserve plus vs THA	Conserve plus	54	75	52	100/0/0	3.5	0	2	Conserve plus vs 2 THA
Mont et al. [47]	Series of cases	Conserve plus	1016	28	50	77/11/12	2.8	6.3	54	94.2 (90–96.7)
Naal et al. [48]	Series of cases	Durom	100	66	52	79/6/15	5	NR	11	88.2
Ollivier et al. [49]	Series of cases	BHR	463	66	56	NS	5	0.6	13	95.8 (94.1–96.8)
Sandiford et al. [50]	Comparative study BHR vs THA	BHR	141	66	54	100/0/0	1.6	NS	0	NS
Siebel et al. [51]	Series of cases	ASR	300	64	57	NS	0.6	0	8	97.2
Smolders et al. [52]	Clinical randomised trial	Conserve plus	38	55	58	90/0/10	1.7	NS	1	Conserve plus vs 2 THA
Steffen et al. [53]	Series of cases	BHR	610	59	52	85/9/6	7	0.33	23	95 (95.3–99.2)
Stulberg et al. [54]	Series of cases	Cornet	337	68	50	86/0/14	2	8.3	24	92.9
Swank and Akhre [55]	Comparative study BHR vs THA	BHR	128	62	51	71/5/24	1	0	2	BHR vs 0 THA
Takamura et al. [56]	Comparative study	Conserve plus	500	63	48	63/18/19	8	NR	34	without FNN vs 7 with FNN
Treacy et al. [57]	Series of cases	BHR	144		55	100/0/0	3.5	10	48	86.7 with FNN vs 93.6 without FNN
Venditoli et al. [58]	Randomised controlled trial	Durom	109	63	49	31/9/60	4.7	0	4	vs 2
Wang et al. [59]	Randomised controlled trial	Conserve plus	37	14	45.7	0/0/100	4.9	0	0	96.3
Witzleb et al. [60]	Series of cases	BHR	300	57	49	19/63/18	2	0.7	6	100

Fig. 2 Survival rate for the BHR implant



Results

Research has revealed 780 citations published between 1 January 2005 and 14 July 2012. The number of studies identified according to the criteria for inclusion/exclusion was 53 (Fig. 1).

Six studies examined the ASR Hip Resurfacing® implant (DePuy Orthopaedics Inc., Warsaw, Indiana), 22 the BHR implant® (Smith & Nephew Inc., Memphis, Tennessee), 11 the Conserve Plus® implant (Wright Medical Technology Inc, Arlington, Tennessee), five reviewed the Cormet 2000® implant (Corin Group PLC, Cirencester, United Kingdom) and four examined the Durom® implant (Zimmer, Warsaw, Indiana). One study reported the results of both BHR® and ASR® implants. Another study described the use of both the McMinn implant® (Corin Group PLC) and BHR® implant

and another described only the second generation McMinn implant® (McMinn hybrid resurfacing; Corin Group PLC) which was only in use around 1996. One study compared the BHR® implant to the Recap® implant (Biomet Inc., Warsaw, Indiana). The data presented only six of the 11 resurfacing devices currently on the market. We were not able to identify studies that met our inclusion/exclusion for ACCIS® implants (Implantcast GmbH, Buxtehude, Germany), Adept® (Finsbury Orthopaedics), ESKA Bionik® (Eskal Implants, Lübeck, Germany), Icon® (International Orthopaedics, Geisingen, Germany), and Mitch® (Stryker, Kalamazoo, Michigan).

Three randomised clinical trials and eight comparative studies compared the results of resurfacing implants to conventional total hip arthroplasty. The average survival rate for resurfacing implants was 94.84 % $\pm$ 4.7 (range, 89.1–100)

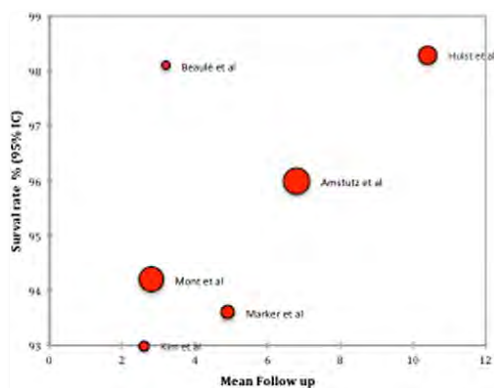


Fig. 3 Survival rate for implant Conserve Plus

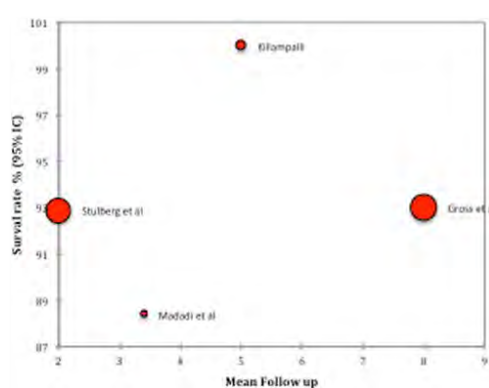


Fig. 4 Survival rate for implant Cormet

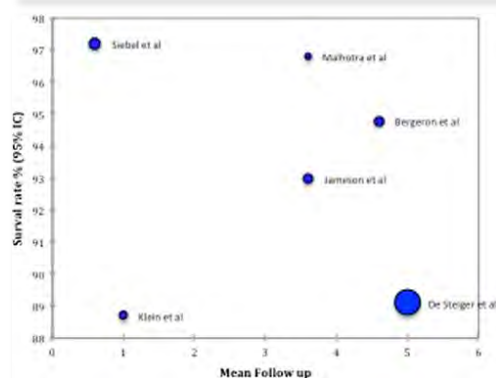


Fig. 5 Survival rate for the ASR implant

and functional scores were significantly better for them in all studies. The mean duration of follow-up for the majority of these studies was five years. The study by Baker et al. [8] reported a mean follow-up of nine years (range, 8.2–10.3) for the resurfacing group (BHR®) and 10.7 years (range, 7.5–14.5) for the total hip arthroplasty group (THA). A randomised clinical trial had a mean follow-up of 4.7 years for both groups (Durom®).

Only two series directly compared the results of two different resurfacing implants. One study compared the results of 29 patients who underwent bilateral resurfacings, with a BHR® implant on one side and a ReCap® implant on the contralateral side. This study did not show any revision of either implants at a mean follow up of 4.8 years for the BHR® implant and 1.4 years for the ReCap® implant. Another study analysed a prospective series of 660 procedures with BHR® implants, ASR® and ASR® THA implants. This study found that 17 patients needed a revision (ASR® implant in all cases). The revision rate was 0 % for the BHR® implant, 3.2 % for ASR® and 6 % for THA® ASR. Steiger et al. [9] found similar results. The cumulative revision rate at five years was 10.9 % (95 % CI, 8.7–13.6) with the ASR implant and 4 % (95 % CI, 3.7–4.5) for other resurfacing implants. The cumulative revision rate due to metallosis was 1.7 % (95 % CI, 0.9–3.1) with the ASR® implant against 0.3 % (95 % CI, 0.2–0.5) for other implants.

Thirty-seven studies reported single arm results in terms of survival/revision for the different resurfacing implants (Table 1).

Of all the studies, the total number of resurfacing performed was 26,456 and the average number of cases per study was 499.17 ± 856.7 (range, 38–5000). The mean follow up was 4.3 ± 2.54 (range, 0.6–10.5) years. The average age of patients was $50.75 \text{ years} \pm 5.19$ (range, 35–58). The percentage of males per study was $64.73 \% \pm 13.55$

(range, 28–95). The median survival was $95.57 \% \pm 3.7$ (range, 84–100). The percentage of studies which satisfied the criteria set by NICE was 69.8 %. In terms of cumulative revision rates pondered by the number of implants BHR®, Conserve Plus®, Cormet® showed the best results (Figs. 2, 3, 4, and 5).

The details of the functional results for each study are reported in Table 2. The mean postoperative score was 91.2 ± 7.72 (range, 68.3–98.6). There was no statistically significant difference between implants in terms of functional outcomes.

The revision rate was 4.4 % if we considered all cases in these published series. The most frequent complications (Table 3; Fig. 6) were aseptic loosening 33.5 %, followed by femoral fractures.

According to the GRADE recommendation system, the quality of these studies in terms of level of evidence was very low except for a randomised clinical trial where the quality of results reported was low [7]. We could only find long-term studies for three types of implants: BHR, Conserve Plus, and Cormet. For these implants revision rates seemed to fit the criteria for NICE benchmarks. The implant ReCap had excellent results at 2.9 years of mean follow-up. The randomised clinical trial comparing the results of the Durom implant with those of a THA reported a higher rate of revision for the resurfacing implant. However, the difference was not statistically significant. The ASR implant did not fulfill the NICE criteria in any study.

Discussion

It is interesting to compare the results from the different national registries.

The Nordic Arthroplasty Register Association [10] has three national registries: Danish, Swedish and Norwegian. The total number of total hip replacements performed between 1995 and 2007 has reached a figure of 280,201, of which only 0.5 % represented resurfacing [61]. The revision rate at two years was reported as 2.4 % for all resurfacing vs 1.1 % for conventional THA. The main complications for resurfacings outlined were fractures and aseptic loosening. The Nordic register also highlighted a survival rate significantly higher in those centres performing greater than 70 cases per annum (98.8 %) than those performing fewer (95.5 %).

Analysis of the Australian register by Prosser et al. [1] succeeded the one of Buergi et al. [62] and examined 12,093 hip resurfacings performed between 1999 and 2008. The results were compared with those of conventional THA performed during the same period. Analysis of the registry showed that women had a higher revision rate than men. However, after adjusting the size of the femoral component

Table 2 Functional results

Authors	Implant	Number of hips	Functional score	Preoperative	Postoperative
Amstutz et al. [10]	Conserve plus	1107	UCLA	48	86.5
Aulakh et al. [11]	BHR	202	HHS	62 ON vs 58 OA	96 ON vs 95.8 OA
Baker et al. [8]	BHR	108	OXFORD		
Beaulé et al. [12]	Conserve plus	116	HHS	53.1	90.1
Bergeron et al. [13]	ASR	228	HHS	46.6	91
Bose et al. [14]	BHR	96	UCLA	NR	68.6
Carrothers et al. [15]	BHR	5000	HHS	NR	96
Costa et al. [16]	Cornet	73	NR	NR	NR
Daniel et al. [17]	McMinn and BHR	446	OXFORD	NR	77.5
Daniel et al. [18]	McMinn 2nd generation	184	OXFORD	NR	68.3
De Smet et al. [19]	BHR	252	HHS	NR	97.2
De Steiger et al. [9]	ASR	1167	NR	NR	NR
Della Valle et al. [20]	BHR	537	NR	NR	NR
Delpont et al. [21]	BHR and Recap	56	HHS	45	96.3
Fowble et al. [22]	Conserve plus	50	HHS	45	97
Giannini et al. [23]	BHR	350	HHS	57	98.6
Gravius et al. [24]	Durom	82	HHS	40.1	94.6
Gross et al. [25]	Cornet	373	HHS	57	96
Heilpern et al. [26]	BHR	113	HHS	NR	96.4
Hing et al. [27]	BHR	230	HHS	62.2	95.2
Hulst et al. [28]	Conserve plus	643	NR	NR	NR
Jameson et al. [29]	ASR	214	HHS	51.3	94.5
Khan et al. [30]	BHR	679	HHS	47	95
Killampalli et al. [31]	Cornet	100	OXFORD	37.5	89.6
Kim et al. [32]	Conserve plus	200	HHS	55.8	92.1
Klein et al. [33]	ASR	115	HHS	59	96
Langton et al. [34]	BHR and ASR	660	HHS	NR	94 ASR vs 97 BHR vs 76 ASR THA
Larbpaioonpong et al. [35]	BHR	40	HHS	35.1	96.4
Lei et al. [36]	Durom	90	HHS	57	93
Mackenzie et al. [37]	BHR	499	WOMAC	49.9 BHR vs 42.3 THA	91.9 BHR vs 87.1 THA
Madadi et al. [38]	Cornet	52	HHS	NR	96
Madhu et al. [39]	BHR	117	HHS	NR	84.4
Malhotra et al. [40]	ASR	32	HHS	39.6	88.4
Marker et al. [41]	Conserve plus	361	NR	NR	NR
Marulanda et al. [42]	BHR	230	OXFORD	27	78
McAndrew et al. [43]	BHR	180	HHS	44	72
McBryde [44]	BHR	2123	NR	NR	NR
McMinn et al. [45]	BHR	3095	OXFORD	NR	97.9 (13)
Mont et al. [46]	Conserve plus	54	HHS	52	90
Mont et al. [47]	Conserve plus	1016	HHS	NR	93.1
Naal et al. [48]	Durom	100	HHS	NR	94.7
Ollivere et al. [49]	BHR	463	HHS	NR	NR
Sandiford et al. [50]	BHR	141	HHS	54.1 HR vs 46.4 THA	96.8 HR vs 95.8 THA
Siebel et al. [51]	ASR	300	HHS	44	89
Smolders et al. [52]	Conserve plus	38	UCLA	NR	80 HR vs 70 THA

Table 2 (continued)

Authors	Implant	Number of hips	Functional score	Preoperative	Postoperative
Steffen et al. [53]	BHR	610	HHS	NR	93.1
Stulberg et al. [54]	Cormet	337	HHS	50.1	96.7
Swank and Alkire [55]	BHR	128	HHS	49	96
Takamura et al. [56]	Conserve plus	500	UCLA		
Treacy et al. [57]	BHR	2123	OXFORD	34.5	95.8
Vendittoli et al. [58]	Durom	109	WOMAC	45.1	90.6
Wang et al. [59]	Conserve plus	37	HHS	35.4 HR vs 35.9 THA	94.5 HR vs 95.1 THA
Witzleb et al. [60]	BHR	300	HHS	51	96

UCLA UCLA activity score, *HHS* Harris hip score, *OXFORD* Oxford hip score, *NR* not reported, *WOMAC* Western Ontario McMaster osteoarthritis index

revision rates were similar. Femoral implants of less than 50 mm in size had a higher revision rate than if the diameter was greater than or equal to 50 mm. At eight years the cumulative percentage revision for resurfacing was 5.3 (range, 4.6–6.2) against 4.0 (range, 3.8–4.2) for THA. However, in patients with primary hip OA, who were aged less than 55 years with a femoral implant size greater than or equal to 50 mm, the cumulative percentage revision was 3.0 (range, 2.2–4.2). Furthermore, Amstutz et al. [10] and McBryde et al. [44] found themselves documenting similar results for implants of smaller head sizes of less than 50 mm. The type of implant seemed to have an influence on the results. Durom implants, ASR, Cormet 2000 HAP and Recap had a higher revision rate and higher risk of fractures; this was statistically significant in comparison to other implants. The implant with the lowest fracture rate was the BHR implant with a five-year rate of 1.2 % (range, 1.0–1.5) against 3 % for ASR (range, 2–5), 2 % for Durom (range, 1–4) and 3 % (range, 1–9) for Recap. After adjusting for possible confounding factors, it appeared that the differences were only related to the designs of implants and surgical technique when preparing the femoral head. Finally, the registry highlighted that dysplastic hips were at a higher risk of revision.

Analysis of the *English register* was made by McMinn et al. [63] and included 283,365 procedures with a mean follow up of 3.6 years (range, 0.01–9.7). The objective of this analysis was unlike other registries, not only to study the revision rates after adjustment (with sex, age, size of implants, ASA / American Society of Anesthesiologists grade) but also to study the mortality rate. After adjusting for all known risk factors for revision surgery, mortality in men was statistically lower for the BHR implant in comparison to the uncemented THA group. The authors concluded for every 23 cases (males), there will be one less death in the BHR group in comparison to the cemented THA group at six years follow up.

In our review the percentage of studies that met the NICE criteria was 69.8 %. The average survival rate in these studies was significantly higher than the national registries. One explanation for this difference is that these studies are often single-operator led being experienced surgeons themselves. The most important series highlighted are those from design centres, which probably introduces a confounding factor.

However, analysis of records despite the large number of prosthesis is not provided to overestimate the information they provide. Indeed there are many confounding factors and bias that can lead to misinterpretation of the results.

First, record completeness is not guaranteed. So if the data collection seems close to 95 % for northern registers, it would be only 30 % for British records [64].

Second, the failure criteria is often the revision of the implant for whatever reason. This criteria is not necessarily impartial. This is because the sensitivity of the revision rate for clinical failure (insufficient functional score) is not identical between a resurfacing implant and a conventional total hip replacement. For example, as for knee arthroplasties, for hips with a poor functional outcome (HHS <30), only 12 % of THA may have been revised, as compared to 63 % of resurfacing with a similar score [63–65]. This calls into question the use of the revision rate for objectively comparing these two types of implants.

Third, the records do not account for the learning curve associated with the use of new implants [41, 66, 67]. Indeed for the implants on the market for over ten years there is no implication of a learning curve within the data held in the registries.

Finally, essential information is often missing: history of the patients, the ASA score, radiographic positioning of the implants, the presence of osteolysis, etc. This information is vital to determine the cause of failure, groups at risk and to compare similar groups of patients after adjustment for these criteria.

Table 3 Complications

Authors	Implant	Number of hips	Number of revisions	Neck fracture	Asptic loosening	Infection	ALVAL	Dislocation	Malpositions	Persistent pain	Avascular necrosis	Other
Amstutz et al. [10]	Conserve plus	1107	44	9	26	2	0	1	0	0	0	6
Aulakh et al. [11]	BHR	202	6	3	1	1	0	0	0	0	1	0
Baker et al. [8]	BHR	108	5	0	0	0	0	0	0	0	5	0
Beaulé et al. [12]	Conserve plus	116	2	0	2	0	0	0	0	0	0	0
Bergeron et al. [13]	ASR	228	8	8	1	1	5	0	0	0	1	0
Bose et al. [14]	BHR	96	3	0	1	0	0	0	0	0	2	0
Carrothers et al. [15]	BHR	5000	182	54	56	17	15	5	3	0	30	2
Costa et al. [16]	Cornet	73	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Daniel et al. [17]	McMinn and BHR	446	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0
Daniel et al. [18]	McMinn 2nd generation	184	30	0	29	1	0	0	0	0	0	0
De Smet et al. [19]	BHR	252	3	1	0	1	0	0	0	0	1	0
De Steiger et al. [9]	ASR	1167	210	19	92	42	26	15	0	0	0	16
Della Valle et al. [20]	BHR	537	14	10	2	0	0	2	0	0	0	0
Delport et al. [21]	BHR and Recap	56	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
Fowble et al. [22]	Conserve plus	50	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0
Giannini et al. [23]	BHR	350	4	3	0	0	0	0	0	0	1	0
Gravitas et al. [24]	Durom	82	2	1	0	0	0	0	0	0	0	1
Gross et al. [25]	Cornet	373	21	5	12	2	2	0	0	0	0	0
Heilpern et al. [26]	BHR	113	4	1	2	0	0	0	0	0	1	0
Hing et al. [27]	BHR	230	2	0	1	0	0	0	0	0	1	0
Hulst et al. [28]	Conserve plus	643	45	0	5	0	0	0	0	0	0	0
Jameson et al. [29]	ASR	214	12	4	0	0	0	0	0	0	2	0
Khan et al. [30]	BHR	679	29	11	14	3	1	0	0	0	0	0
Killampalli et al. [31]	Cornet	100	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Kim et al. [32]	Conserve plus	200	14	2	11	0	0	0	0	1	0	0
Klein et al. [33]	ASR	115	13	4	3	0	0	0	5	1	0	0
Langton et al. [34]	BHR and ASR	660	17	1	0	0	13	0	0	0	0	12
Laropalboonpong et al. [35]	BHR	40	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
Lei et al. [36]	Durom	90	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0
Mackenzie et al. [37]	BHR	499	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Madadi et al. [38]	Cornet	52	6	3	3	0	0	0	0	0	0	0
Madhu et al. [39]	BHR	117	8	5	0	1	0	0	0	0	2	0
Malhotra et al. [40]	ASR	32	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
Marker et al. [41]	Conserve plus	361	23	13	6	0	0	0	2	0	0	2

Table 3 (continued)

Authors	Implant	Number of hips	Number of revisions	Neck fracture	Aseptic loosening	Infection	ALVAL	Dislocation	Malpositions	Persistent pain	Avascular necrosis	Other
Manianda et al. [42]	BHR	230	3	1	0	0	0	1	0	0	0	1
McAndrew et al. [43]	BHR	180	3	3	0	0	0	0	0	0	0	0
McBryde [44]	BHR	2123	48	13	9	4	0	0	2	7	6	3
McMinn et al. [45]	BHR	3095	68	12	2	14	10	2	0	2	25	1
Mont et al. [46]	Conserve plus	54	2	1	1	0	0	0	0	0	0	0
Mont et al. [47]	Conserve plus	1016	54	27	24	0	0	0	0	0	0	3
Naal et al. [48]	Durom	100	11	4	3	0	0	0	2	2	0	0
Ollivier et al. [49]	BHR	463	13	3	0	1	7	2	0	0	0	0
Sandiford et al. [50]	BHR	141	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Siebel et al. [51]	ASR	300	8	5	1	0	0	1	0	0	0	1
Smolders et al. [52]	Conserve plus	38	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0
Steffen et al. [53]	BHR	610	23	12	4	2	0	2	0	2	0	1
Stulberg et al. [54]	Cornet	337	24	8	15	0	0	1	0	0	0	0
Swank and Alkire [55]	BHR	128	2	1	0	0	0	0	0	0	0	0
Takamura et al. [56]	Conserve plus	500	41	6	26	1	0	1	1	0	0	4
Treacy et al. [57]	BHR	2123	48	1	1	3	0	1	0	0	3	1
Venditoli et al. [58]	Durom	109	4	0	4	0	0	0	0	0	0	0
Wang et al. [59]	Conserve plus	37	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0
Witzleb et al. [60]	BHR	300	6	1	1	2	0	0	1	1	0	0

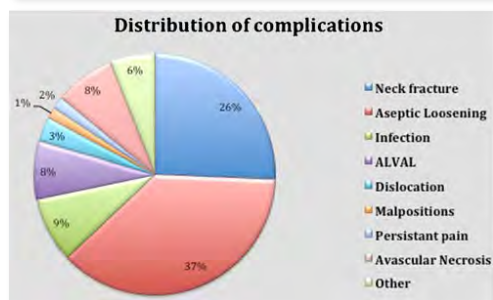


Fig. 6 Distribution of complications

In conclusion, this review of the literature emphasises the importance of certain parameters that can improve the results of resurfacing. The type of implant seems to play an important role as does patient selection. This should be based more on the expected size of the implant rather than the gender. Finally, it is clear that the resurfacing implants require a significant learning curve and implants are less “tolerant” than conventional THA, particularly for the orientation of the acetabular component [44, 61, 68].

Conflict of interest None.

References

- Prosser GH, Yates PJ, Wood DJ, Graves SE, de Steiger RN, Miller LN (2010) Outcome of primary resurfacing hip replacement: evaluation of risk factors for early revision. *Acta Orthop* 81(1):66–71
- Delaunay C, Petit I, Learmonth ID, Oger P, Vendittoli PA (2010) Metal-on-metal bearings total hip arthroplasty: the cobalt and chromium ions release concern. *Orthop Traumatol Surg Res* 96(8):894–904
- National Institute of Clinical Excellence (2000) Guidance on the selection of prostheses for primary total hip replacement (Technology appraisal guidance). NICE, London
- Cullum N, Sheldon T, Watt I, West P, Wright J (2004) Assessment of NICE guidance. *Lancet* 364(9429):136, author reply 137
- Roberts VI, Esler CN, Harper WM (2007) What impact have NICE guidelines had on the trends of hip arthroplasty since their publication? The results from the Trent Regional Arthroplasty Study between 1990 and 2005. *J Bone Joint Surg Br* 89(7):864–867
- Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG, PRISMA Group (2009) Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. *BMJ* 339:b2535
- Guyatt GH, Oxman AD, Kunz R, Vist GE, Falck-Ytter Y, Schünemann HJ, Group GW (2008) What is “quality of evidence” and why is it important to clinicians? *BMJ* 336(7651):995–998
- Baker RP, Pollard TCB, Eastaugh-Waring SJ, Bannister GC (2011) A medium-term comparison of hybrid hip replacement and Birmingham hip resurfacing in active young patients. *J Bone Joint Surg Br* 93(2):158–163
- Australian Orthopaedic Association (2011) Five-year results of the ASR XL Acetabular System and the ASR Hip Resurfacing System: an analysis from the Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry. *J Bone Joint Surg* 93(24):2287–2293
- Amstutz HC, Wisk LE, Le Duff MJ (2011) Sex as a patient selection criterion for metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty. *J Arthroplasty* 26(2):198–208
- Aulakh TS, Rao C, Kuiper J-H, Richardson JB (2010) Hip resurfacing and osteonecrosis: results from an independent hip resurfacing register. *Arch Orthop Trauma Surg* 130(7):841–845
- Beaulé PE, Shim P, Banga K (2009) Clinical experience of Ganz surgical dislocation approach for metal-on-metal hip resurfacing. *J Arthroplasty* 24(6 Suppl):127–131
- Bergeron SG, Desy NM, Nikolaou VS, Debiparshad K, Antoniou J (2009) The early results of metal-on-metal hip resurfacing—a prospective study at a minimum two-year follow-up. *Bull NYU Hosp Jt Dis* 67(2):132–134
- Bose VC, Baruah BD (2010) Resurfacing arthroplasty of the hip for avascular necrosis of the femoral head: a minimum follow-up of four years. *J Bone Joint Surg Br* 92(7):922–928
- Carrothers AD, Gilbert RE, Richardson JB (2011) Birmingham hip resurfacing in patients who are seventy years of age or older. *Hip Int* 21(2):217–224
- Costa CR, Johnson AJ, Naziri Q, Mont MA (2011) Review of total hip resurfacing and total hip arthroplasty in young patients who had Legg-Calvé-Perthes disease. *Orthop Clin North Am* 42(3):419–422, viii
- Daniel J, Pynsent PB, McMinn DJW (2004) Metal-on-metal resurfacing of the hip in patients under the age of 55 years with osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Br* 86(2):177–184
- Daniel J, Ziaee H, Kamali A, Pradhan C, Band T, McMinn DJW (2010) Ten-year results of a double heat treated metal on metal hip resurfacing. *J Bone Joint Surg Br* 92(1):20–27
- De Smet KA (2005) Belgium experience with metal-on-metal surface arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 36(2):203–213, ix
- Valle Della CJ, Nunley RM, Raterman SJ, Barrack RL (2009) Initial American experience with hip resurfacing following FDA approval. *Clin Orthop Relat Res* 467(1):72–78
- Delpont HP, De Schepper J, Smith EJ, Nichols M, Bellemans J (2011) Resurfacing hip arthroplasty. A 3 to 5-year matched pair study of two different implant designs. *Acta Orthop Belg* 77(5):609–615
- Fowble VA, dela Rosa MA, Schmalzried TP (2009) A comparison of total hip resurfacing and total hip arthroplasty—patients and outcomes. *Bull NYU Hosp Jt Dis* 67(2):108–112
- Giannini S, Cadossi M, Chiarello E, Faldini C, Moroni A, Romagnoli M (2011) Hip resurfacing arthroplasty: a series of 140 consecutive hips with a minimum five year follow-up. A clinical, radiological and histological analysis. *Hip Int* 21(1):52–58
- Gravius S, Mumme T, Weber O, Berdel P, Wirtz DC (2009) Surgical principles and clinical experiences with the DUROM hip resurfacing system using a lateral approach. *Oper Orthop Traumatol* 21(6):586–601
- Gross TP, Liu F (2011) The first 100 fully porous-coated femoral components in hip resurfacing. *Bull NYU Hosp Jt Dis* 69(Suppl 1):S30–S35
- Heilpern GNA, Shah NN, Fordyce MJF (2008) Birmingham hip resurfacing arthroplasty: a series of 110 consecutive hips with a minimum five-year clinical and radiological follow-up. *J Bone Joint Surg Br* 90(9):1137–1142
- Hing CB, Back DL, Bailey M, Young DA, Dalziel RE, Shimmin AJ (2007) The results of primary Birmingham hip resurfacings at a mean of five years. An independent prospective review of the first 230 hips. *J Bone Joint Surg Br* 89(11):1431–1438
- Hulst JB, Ball ST, Wu G, Le Duff MJ, Woon RP, Amstutz HC (2011) Survivorship of Conserve® Plus monoblock metal-on-metal hip resurfacing sockets: radiographic midterm results of 580 patients. *Orthop Clin North Am* 42(2):153–159, vii

29. Jameson SS, Langton DJ, Nargol AVF (2010) Articular surface replacement of the hip: a prospective single-surgeon series. *J Bone Joint Surg Br* 92(1):28–37
30. Khan M, Kuiper J-H, Edwards D, Robinson E, Richardson JB (2009) Birmingham hip arthroplasty: five to eight years of prospective multicenter results. *J Arthroplasty* 24(7):1044–1050
31. Killampalli VV, Hayes A, Parsons N, Costa ML, Prakash U (2009) Hip resurfacing using the trochanteric flip osteotomy. *Hip Int* 19(2):131–135
32. Kim PR, Beaulé PE, Laflamme GY, Dunbar M (2008) Causes of early failure in a multicenter clinical trial of hip resurfacing. *J Arthroplasty* 23(6 Suppl 1):44–49
33. Klein M, Scherger B, Bernd H, Ostermann PA (2008) Complications after hip resurfacing using the ASR prosthesis in patients with osteoarthritis. *Z Orthop Unfall* 146(2):179–184
34. Langton DJ, Jameson SS, Joyce TJ, Hallab NJ, Natu S, Nargol AVF (2010) Early failure of metal-on-metal bearings in hip resurfacing and large-diameter total hip replacement: A consequence of excess wear. *J Bone Joint Surg Br* 92(1):38–46
35. Larbpaiboonpong V, Turajane T, Pragtong P (2009) The early outcome of Birmingham hip resurfacing: an independent Thai surgeon experiences. *J Med Assoc Thai* 92(Suppl 6):S134–S140
36. Lei M, Yang S, Xu W, Ye S, Ze R, Fan L (2010) Metal-on-metal total hip resurfacing arthroplasty for treatment of advanced osteonecrosis of femoral head in young and middle-aged patients. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi* 24(3):262–265
37. Alberta Hip Improvement Project; MacKenzie JR, O'Connor GJ et al (2012) Functional outcomes for 2 years comparing hip resurfacing and total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 27(5):750–7.e2
38. Madadi F, Eajazi A, Kazemi SM, Aalami Harandi A, Madadi F, Sharifzadeh SR (2011) Total hip arthroplasty in advanced osteonecrosis: the short-term results by metal-on-metal hip resurfacing. *Med Sci Monit* 17(2):CR78–CR82
39. Madhu TS, Akula MR, Raman RN, Sharma HK, Johnson VG (2011) The Birmingham hip resurfacing prosthesis: an independent single surgeon's experience at 7-year follow-up. *J Arthroplasty* 26(1):1–8
40. Malhotra R, Kannan A, Kumar V, Nagaraj C, Marimuthu K, Khatri D (2012) Hip resurfacing arthroplasty in inflammatory arthritis a 3- to 5-year follow-up study. *J Arthroplasty* 27(1):15–20
41. Marker DR, Zywiłł MG, Johnson AJ, Seyler TM, Mont MA (2010) Are component positioning and prosthesis size associated with hip resurfacing failure? *BMC Musculoskelet Disord* 11:227
42. Marulanda GA, Wilson MS, Edwards P, Raterman S (2008) Early clinical experience with the use of the Birmingham hip resurfacing system. *Orthopedics* 31(12 Suppl 2)
43. McAndrew AR, Khaleel A, Bloomfield MD, Aweid A (2007) A district general hospital's experience of hip resurfacing. *Hip Int* 17(1):1–3
44. McBryde CW, Theivendran K, Thomas AMC, Treacy RBC, Pynsent PB (2010) The influence of head size and sex on the outcome of Birmingham hip resurfacing. *J Bone Joint Surg Am* 92(1):105–112
45. McMinn DJW, Daniel J, Ziaee H, Pradhan C (2011) Indications and results of hip resurfacing. *Int Orthop* 35(2):231–237
46. Mont MA, Marker DR, Smith JM, Ulrich SD, McGrath MS (2009) Resurfacing is comparable to total hip arthroplasty at short-term follow-up. *Clin Orthop Relat Res* 467(1):66–71
47. Mont MA, Seyler TM, Ulrich SD et al (2007) Effect of changing indications and techniques on total hip resurfacing. *Clin Orthop Relat Res* 465:63–70
48. Naal FD, Pilz R, Munzinger U, Hersche O, Leunig M (2011) High revision rate at 5 years after hip resurfacing with the Durom implant. *Clin Orthop Relat Res* 469(9):2598–2604
49. Olliviere B, Duckett S, August A, Porteous M (2010) The Birmingham Hip Resurfacing: 5-year clinical and radiographic results from a District General Hospital. *Int Orthop* 34(5):631–634
50. Sandiford NA, Muirhead-Allwood SK, Skinner JA, Hua J (2010) Metal on metal hip resurfacing versus uncemented custom total hip replacement—early results. *J Orthop Surg Res* 5:8
51. Siebel T, Maubach S, Morlock MM (2006) Lessons learned from early clinical experience and results of 300 ASR hip resurfacing implantations. *Proc Inst Mech Eng H* 220(2):345–353
52. Smolders JMH, Hol A, Rijnberg WJ, van Susante JLC (2011) Metal ion levels and functional results after either resurfacing hip arthroplasty or conventional metal-on-metal hip arthroplasty. *Acta Orthop* 82(5):559–566
53. Steffen RT, Pandit HP, Palan J, Beard DJ, Gundle R, McLardy-Smith P, Murray DW, Gill HS (2008) The five-year results of the Birmingham Hip Resurfacing arthroplasty: an independent series. *J Bone Joint Surg Br* 90(4):436–441
54. Stulberg BN, Trier KK, Naughton M, Zadzik JD (2008) Results and lessons learned from a United States hip resurfacing investigational device exemption trial. *J Bone Joint Surg Am* 90(Suppl 3):21–26
55. Swank ML, Alkire MR (2009) Minimally invasive hip resurfacing compared to minimally invasive total hip arthroplasty. *Bull NYU Hosp Jt Dis* 67(2):113–115
56. Takamura KM, Yoon J, Ebrahimzadeh E, Campbell PA, Amstutz HC (2011) Incidence and significance of femoral neck narrowing in the first 500 Conserve® Plus series of hip resurfacing cases: a clinical and histologic study. *Orthop Clin North Am* 42(2):181–193, viii
57. Treacy RBC, McBryde CW, Shears E, Pynsent PB (2011) Birmingham hip resurfacing: a minimum follow-up of ten years. *J Bone Joint Surg Br* 93(1):27–33
58. Venditoli P-A, Ganapathi M, Roy AG, Lusignan D, Lavigne M (2010) A comparison of clinical results of hip resurfacing arthroplasty and 28 mm metal on metal total hip arthroplasty: a randomised trial with 3–6 years follow-up. *Hip Int* 20(1):1–13
59. Wang Q, Zhang XL, Chen YS, Shen H, Shao JJ (2012) Resurfacing arthroplasty for hip dysplasia: a prospective randomised study. *J Bone Joint Surg Br* 94(6):768–773
60. Witzleb W-C, Arnold M, Krummenauer F, Knecht A, Ranisch H, Günther K-P (2008) Birmingham hip resurfacing arthroplasty: short-term clinical and radiographic outcome. *Eur J Med Res* 13(1):39–46
61. Johanson P-E, Fenstad AM, Furnes O, Garellick G, Havelin LI, Overgaard S, Pedersen AB, Kärrholm J (2010) Inferior outcome after hip resurfacing arthroplasty than after conventional arthroplasty. Evidence from the Nordic Arthroplasty Register Association (NARA) database, 1995 to 2007. *Acta Orthop* 81(5):535–541
62. Buerger ML, Walter WL (2007) Hip resurfacing arthroplasty: the Australian experience. *J Arthroplasty* 22(7 Suppl 3):61–65
63. McMinn DJW, Snell KIE, Daniel J, Treacy RBC, Pynsent PB, Riley RD (2012) Mortality and implant revision rates of hip arthroplasty in patients with osteoarthritis: registry based cohort study. *BMJ* 344:e3319
64. Corten K, Macdonald SJ (2010) Hip resurfacing data from national joint registries: what do they tell us? What do they not tell us? *Clin Orthop Relat Res* 468(2):351–357
65. Goodfellow JW, O'Connor JJ, Murray DW (2010) A critique of revision rate as an outcome measure: re-interpretation of knee joint registry data. *J Bone Joint Surg Br* 92(12):1628–1631
66. Witjes S, Smolders JMH, Beaulé PE, Pasker P, van Susante JLC (2009) Learning from the learning curve in total hip resurfacing: a radiographic analysis. *Arch Orthop Trauma Surg* 129(10):1293–1299
67. Berend KR, Lombardi AV, Adams JB, Sneller MA (2011) Unsatisfactory surgical learning curve with hip resurfacing. *J Bone Joint Surg Am* 93(Suppl 2):89–92
68. De Haan R, Pattyn C, Gill HS, Murray DW, Campbell PA, De Smet K (2008) Correlation between inclination of the acetabular component and metal ion levels in metal-on-metal hip resurfacing replacement. *J Bone Joint Surg Br* 90(10):1291–1297

Reproducibility of radiographic assessment of femoral implant position after hip resurfacing arthroplasty: a pilot study

Régis Pailhé, Nicolas Reina, David Ancelin, Etienne Cavaignac, Laurent Maubisson, Akash Sharma & Philippe Chiron

European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology

ISSN 1633-8065

Eur J Orthop Surg Traumatol
DOI 10.1007/s00590-013-1218-x



 Springer

Reproducibility of radiographic assessment of femoral implant position after hip resurfacing arthroplasty: a pilot study

Régis Pailhé · Nicolas Reina · David Ancelin ·
Etienne Cavaignac · Laurent Maubisson ·
Akash Sharma · Philippe Chiron

Received: 4 January 2013 / Accepted: 27 March 2013
© Springer-Verlag France 2013

Abstract To determine whether femoral implant position can be reproducibly measured on plain digital radiographs, we prospectively studied 40 patients after hip resurfacing arthroplasty. Three observers performed double blinded randomized analysis of calibrated digital radiographs meeting strict quality criteria. The implant stem–shaft angle and femoral anteversion angle were measured by the trapezoid method of axis determination using OsiriX software. The upper and lower offset and the anterior and posterior offset were measured. The statistical analysis was performed using Pearson correlation tests (intra-observer reproducibility) and Fisher *F* tests (inter-observer reproducibility). Intra-observer reproducibility was very good for all parameters and all observers. Inter-observer reproducibility was excellent except for superior offset measurement. Thus, this study validates a radiographic method for assessing the femoral implant position in hip resurfacing. We believe this could be useful for future studies on hip resurfacing devices.

Keywords Hip resurfacing · Preoperative planning · Stem–shaft angle · Measurement error

R. Pailhé · N. Reina · D. Ancelin · E. Cavaignac ·
L. Maubisson · P. Chiron
The Orthopaedic and Traumatology Department, Rangueil
University Hospital, Toulouse Cedex, France

R. Pailhé · A. Sharma
Arthroplasty Department, The Royal Orthopaedic Hospital,
Birmingham, UK

R. Pailhé (✉) · N. Reina · D. Ancelin · E. Cavaignac ·
L. Maubisson · A. Sharma · P. Chiron
Service de Chirurgie Orthopédique, Hôpital Rangueil, 1, Avenue
du Pr Jean Poulhès, TSA 50032, 31059 Toulouse Cedex, France
e-mail: regis.pailhe@gmail.com; regis.pailhe@doctors.org.uk

Introduction

Correct positioning of the femoral implant in hip resurfacing arthroplasty is essential for survival of a hip replacement and for good functional results. An excessively varus or valgus position can cause femoral head fracture [1–4]. Depending on the series, this type of complication varies from 0 to 17 % [5–7]. Conventional positioning methods rely on preoperative planning using anteroposterior and lateral hip radiographs [8]. Unfortunately, there is often considerable discrepancy between the planned position of the implant and the final result when conventional guides are used. New methods are currently being developed to remedy this pitfall, such as use of computer-assisted navigation systems or made-to-measure cutting templates developed after preoperative planning on 3-D CT reconstructions [9, 10]. However, these new techniques carry major material logistic requirements and we lack sufficient follow-up as to their reliability, their true precision and their reproducibility. This accuracy is very important for preventing implant malposition such as excessive combined anteversion or excessive cup angle which could induce metallosis and implant failure [11]. Unfortunately, in literature, only few studies described femoral implant position, especially in anterior plane, and none of them describe a precise and validated radiographic assessment method.

In consequence, the planning and evaluation of the position of the femoral implant on plain radiographs is still a topical issue. Thus, the purpose of this study was to describe and validate a radiographic method to assess femoral implant positioning both in anterior–posterior plane and frontal plane. The main outcome was intra- and inter-observer variability of radiographic parameters measurements.

Published online: 05 April 2013

 Springer

Methods

We carried out a prospective study in 40 patients who had undergone hip resurfacing arthroplasty. Our inclusion criteria were as follows: male patients aged less than 65 years or female patients aged less than 60 years (excluding women of reproductive age), who presented with primary arthritis of the hip with no particular anatomical deformity.

Three independent observers performed double blinded, randomized analysis of the radiographs at an interval of 2 weeks. All radiological parameters were studied using OsiriX software (OsiriX, Switzerland) [12] after calibration on anteroposterior digital pelvic radiographs with the hip in 15° internal rotation and on lateral hip radiographs such as the frog-leg 45/45/30 view [13, 14]. Digital calibration was performed based on the size of the acetabular implant. Conforming with strict quality criteria was required, and this was verified before any hip measurements were performed, since even minimal change in rotation leads to major differences in measurement [15–22].

On postoperative radiographs, the following parameters were studied (Table 1): the stem–shaft angle (SSA); superior and inferior offset, whose ratio was used to evaluate anterior centering of the implant; the anteversion angle of the implant stem in relation to the axis of the neck; anterior and posterior offset, whose ratio was used to evaluate the lateral centering of the implant. The SSA angle and anteversion were measured using the trapezoid technique for determining the axes (Fig. 1). This technique considers the femoral neck as a quadrangle. The axis of the femoral neck is determined by taking the midpoint of two segments of the femoral neck and by drawing a straight line through these two points. The axis of the femoral shaft or of the stem of the femoral stem can easily be determined using the same technique. Vertical and horizontal offsets were measured as follows: first a line was drawn along the axis of the femoral neck, then a second line is drawn parallel and tangent to one edge of the neck and a third line is drawn parallel and tangent to the external edge of the femoral implant (Fig. 2). The distance between the second and third line was the offset. Angles were expressed in degrees and offsets in centimeters.

Gaussian distribution of continuous variables was verified using the Shapiro–Wilk test [23] and equality of variances using the Fisher *F* test and the Levene test [24] to check the condition of homoscedasticity required for the use of parametric tests. To check intra-observer validity of the measurements, we carried out correlation matrices with Pearson correlation tests. These tests were interpreted according to the recommendations of Landis and Koch [25] and calculated the strength of the correlation (between –1 and +1) between two metric measurements and their significance. We carried out a Fisher *F* test (analysis of variance) to ensure that there were no significant differences between the results obtained by each observer, and thus study inter-observer reproducibility. A *P* value < .05 and an ICC > 95 % were considered significant. All statistical analysis was carried out by an independent statistician using EXCEL (Microsoft Inc., Redmond, Wash) and SPSS software (SPSS Inc., Chicago, IL).

Results

Intra-observer reproducibility was very good (Table 2). For observer 1, the measurements of the first analysis were positively and strongly correlated with those of the second analysis. For the SSA angle $r = .991$, $P < .01$; superior offset $r = .872$, $P < .01$; inferior offset $r = .976$, $P < .01$; anteversion $r = .993$, $P > .01$; posterior offset .943, $P < .01$. Only the anterior offset variable showed a moderate and positive correlation between the first and second analysis, with $r = .594$ and $P < .054$. For observers 2 and 3, all correlations between the first and second analysis were strong and positive.

The intra-observer error rate was lowest for the SSA angle and femoral implant anteversion, and highest for posterior offset and superior offset, with statistically significant results only for the last parameter (Fig. 3). Inter-observer reproducibility was also very good. We carried out a Fisher test (analysis of variance) which showed there were no significant differences between the various observers, except for the superior offset variable. For this variable, the differences in the mean for observer 1 (.531),

Table 1 Radiographic parameters studied

	Anteroposterior radiograph	Lateral hip radiograph
Quality criteria of radiograph	Femoral internal rotation Pelvic rotation Pelvic version	
Postoperative parameters	Stem–shaft angle Superior offset Inferior offset	Anteversion angle of the implant Anterior offset Posterior offset

Fig. 1 Measurement of SSA and anteversion angles using trapezoid method

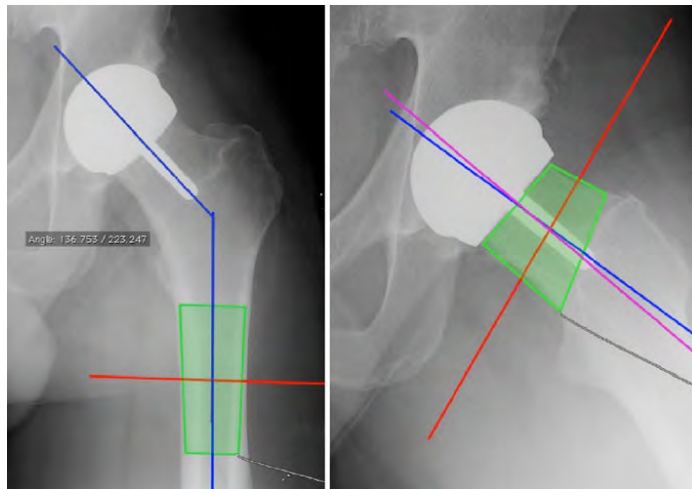


Fig. 2 Measurement of superior and inferior offset, and anterior and posterior offset

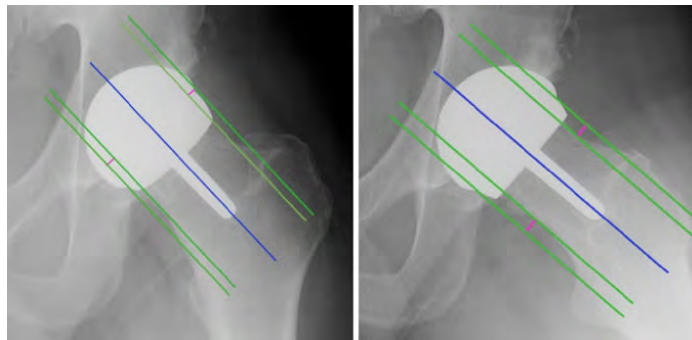


Table 2 Intra-observer reproducibility measured by Pearson's correlation coefficient and the corresponding *P* value

	SSA	Offset >	Offset <	Anteversion	Anterior offset	Posterior offset
Obs 1						
<i>r</i>	.991*	.872*	.976*	.993*	.594	.943*
<i>P</i>	.000	.000	.000	.000	.054	.000
Obs 2						
<i>r</i>	.965*	.754*	.965*	.942*	.923*	.975*
<i>P</i>	.000	.007	.000	.000	.000	.000
Obs 3						
<i>r</i>	.951*	.963*	.877*	.827*	.948*	.972*
<i>P</i>	.000	.000	.000	.002	.000	.000
Mean						
<i>r</i>	.969	.863	.939	.920	.821	.963

* denotes significant results

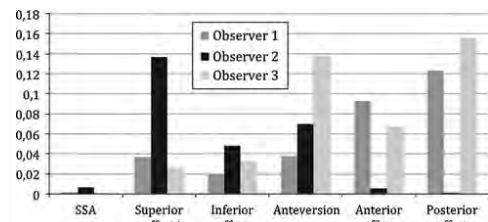


Fig. 3 Intra-observer error rate between two analyses. Asterisk denotes significant results

observer 2 (.667) and observer 3 (.459) were significant ($P = .003$). This result was repeated at the second analysis.

Discussion

The results of this study show a very good intra- and inter-observer reproducibility of measuring various radiographic parameters used to assess the position of a hip resurfacing implant. For intra-observer reproducibility, the Spearman correlation coefficient r had a mean value of .913 (min .754, max .993), for any parameters studied and for any observer. Inter-observer analysis revealed excellent reproducibility, since no significant difference was found except for measurement of superior offset. This last measurement highlights the fact that the study was sufficiently powerful to reveal statistically significant differences.

Indeed, a bias of the study was the absence of evaluation of a sufficient number of subjects in terms of power because there is no existing series in this field to date. The method was used for patient without any anatomical abnormalities and this may be another bias. This method may be difficult to use in case of previous fracture of femoral shaft or femoral neck as example.

However, our results are in line with those of studies presenting similar protocols of analysis. Olsen et al. [21] in a study of reproducibility of measurement on digital images of the neck-shaft angle and the SSA angle found very good intra- and inter-observer reproducibility for measurement of the SSA angle, with an intra-class correlation coefficient of .86. Our results are in contradiction with those of other studies of hip evaluation such as that of Clohisy et al. [19]. One explanation is the strictness of our protocol with regard to the quality of the radiographs obtained. The position of the femur and hip rotation when the radiographs are taken can affect the values of hip measurement [21]. A further explanation is the precision of our measurement method, on digital radiographs that were calibrated using OsiriX software. This accounts for the good reproducibility of the radiographic measurements [12]. Methods for measuring the SSA angles and anteversion are very often based on determination of the center of the femoral head and of the femoral anatomical axis [26–28]. These sources of error can be avoided if the trapezoid method for determination of these axes is used. Choice of the mechanical axis and determination of the center of the femoral head are both factors that are difficult to judge, especially in hips with dysplasia, epiphyseolysis or Legg–Perthes–Calvé disease.

This raises the question of the use and reproducibility of these measurements in clinical practice, particularly in view of the difficulty in meeting all the criteria for good quality radiographs. However, this approach is of interest for optimal planning of the positioning of hip resurfacing implants and for assessing implant position during analysis of serial radiographs. Moreover, this method could also be easily extended for total hip arthroplasty planning and stem position assessment.

Conclusion

We were able to validate a computer-assisted method of radiographic assessment of femoral implant position in hip resurfacing when the radiographs obtained met certain quality criteria.

Conflict of interest None.

References

- De Haan R, Campbell PA, Su EP, De Smet KA (2008) Revision of metal-on-metal resurfacing arthroplasty of the hip: the influence of malpositioning of the components. *J Bone Joint Surg Br* 90:1158–1163
- Corten K, Macdonald SJ (2010) Hip resurfacing data from national joint registries: what do they tell us? What do they not tell us? *Clin Orthop Relat Res* 468:351–357
- Richards CJ, Giannitsios D, Huk OL, Zukor DJ, Steffen T, Antoniou J (2008) Risk of periprosthetic femoral neck fracture after hip resurfacing arthroplasty: valgus compared with anatomic alignment. A biomechanical and clinical analysis. *J Bone Joint Surg Am* 90:96–101
- Rylander LS, Milbrandt JC, Wallace AB, Allan DG (2011) Radiographic evaluation of midterm failure rates following metal-on-metal hip resurfacing. *J Arthroplast* 26:897–902
- Buerger ML, Walter WL (2007) Hip resurfacing arthroplasty: the Australian experience. *J Arthroplast* 22:61–65
- Kim PR, Beaulé PE, Laflamme GY, Dunbar M (2008) Causes of early failure in a multicenter clinical trial of hip resurfacing. *J Arthroplast* 23:44–49
- Treacy RBC, McBryde CW, Shears E, Pynsent PB (2011) Birmingham hip resurfacing: a minimum follow-up of ten years. *J Bone Joint Surg Br* 93:27–33
- McMinn DJW, Daniel J, Pynsent PB, Pradhan C (2005) Mini-incision resurfacing arthroplasty of hip through the posterior approach. *Clin Orthop Relat Res* 441:91–98
- Romanowski JR, Swank ML (2008) Imageless navigation in hip resurfacing: avoiding component malposition during the surgeon learning curve. *J Bone Joint Surg Am* 90(Suppl 3):65–70
- Zhang YZ, Lu S, Yang Y, Xu YQ, Li YB, Pei GX (2011) Design and primary application of computer-assisted, patient-specific navigational templates in metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty. *J Arthroplast* 26:1083–1087
- McMinn DJW, Daniel J, Ziaee H, Pradhan C (2011) Indications and results of hip resurfacing. *Int Orthop* 35:231–237
- Rosset A, Spadola L, Ratib O (2004) OsiriX: an open-source software for navigating in multidimensional DICOM images. *J Digit Imaging* 17:205–216
- Cavagnac E, Chiron P, Espié A, Reina N, Lepage B, Laffosse J-M (2012) Experimental study of an original radiographic view for diagnosis of cam-type anterior femoroacetabular impingement. *Int Orthop* 36:1783–1788
- Chiron P, Espié A, Reina N, Cavagnac E, Molinier F, Laffosse JM (2012) Surgery for femoroacetabular impingement using a minimally invasive anterolateral approach: analysis of 118 cases at 2.2-year follow-up. *Orthop Traumatol Surg Res* 98:30–38
- Girard J, Lavigne M, Vendittoli PA, Roy AG (2006) Biomechanical reconstruction of the hip: a randomised study comparing total hip resurfacing and total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 88:721–726
- Godefroy D, Chevrot A, Morvan G, Rousselin B, Sarazin L (2008) Plain films of pelvis. *J Radiol* 89:679–690 Quiz 691

17. Delaunay S, Dussault RG, Kaplan PA, Alford BA (1997) Radiographic measurements of dysplastic adult hips. *Skeletal Radiol* 26:75–81
18. Tannast M, Zheng G, Anderegg C, Burckhardt K, Langlotz F, Ganz R, Siebenrock KA (2005) Tilt and rotation correction of acetabular version on pelvic radiographs. *Clin Orthop Relat Res* 438:182–190
19. Clohisy JC, Carlisle JC, Trousdale R, Kim Y-J, Beaulé PE, Morgan P, Steger-May K, Schoenecker PL, Millis M (2009) Radiographic evaluation of the hip has limited reliability. *Clin Orthop Relat Res* 467:666–675
20. Nelitz M, Guenther KP, Gunkel S, Puhl W (1999) Reliability of radiological measurements in the assessment of hip dysplasia in adults. *Br J Radiol* 72:331–334
21. Olsen M, Gallie P, Waddell JP, Schemitsch EH (2009) The reliability of radiographic assessment of femoral neck–shaft and implant angulation in hip resurfacing arthroplasty. *J Arthroplast* 24:333–340
22. Lequesne M, Lemoine A, Massare C (1964) The “complete” coxo-femoral radiographic examination. Detection and preoperative aspects of structural defects of the hip. *J Radiol Electrol Med Nucl* 45:27–44
23. Royston P (1991) Estimating departure from normality. *Stat Med* 10:1283–1293
24. Won S, Morris N, Lu Q, Elston RC (2009) Choosing an optimal method to combine *P* values. *Stat Med* 28:1537–1553
25. Landis JR, Koch GG (1977) The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 33:159–174
26. Rahman L, Hall-Craggs M, Muirhead-Allwood SK (2011) Radiology of the resurfaced hip. *Skeletal Radiol* 40:819–830
27. Shimmin A, Beaulé PE, Campbell P (2008) Metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 90:637–654
28. Beaulé PE, Lee JL, Le Duff MJ, Amstutz HC, Ebrahmdadeh E (2004) Orientation of the femoral component in surface arthroplasty of the hip. A biomechanical and clinical analysis. *J Bone Joint Surg Am* 86-A:2015–2021

PATIENTS **RECHERCHE** **STATWAVE** **CALL IMAGE** **IMPORT/EXPORT** **OUTILS** **AIDE** **DECONNEXION**

MHS HOOS PMA Eval Rx (resurf) WOMAC Oxford Paramètres Rx Satisfaction Paramétrable

Afficher/Mod évaluation Dernière évaluation 18/04/2012 (F.PréOp/C.PréOp)

Données Résultats Notes

Page d'accueil > Répertoire Patients > ALKAMA KARIM > Hanche droite 16/04/2012 > HHS : Données

Douleur

Douleur Modérée 20/44

Mobilité

Flexion	110
Extension	10
Abduction	40
Adduction	50
Rotation Externe	40
Rotation Interne	40

5/5

Absence d'attitude vicieuse

Absence d'attitude vicieuse Oui 4/4

Absence d'attitude vicieuse SI flexum <30° ET adduction irréductible <10° ET rotation interne irréductible <10° ET diff de longueur Ml < 3,5 cm

Fonction

Marche Boiteuse Légère Aide Permètre de marche 150 à 500m

Activité Escaliers Sans rampe Chaussures/Bas Facilement Position assise Tous sièges Transport Possible

38/47

Détails complémentaires

Localisation de la douleur

Aline	Oui	Non	Non précisé
Trochanter	Oui	Non	Non précisé
Cuisse (Ant)	Oui	Non	Non précisé
Cuisse (Lat)	Oui	Non	Non précisé
Genou	Oui	Non	Non précisé
Sacro-iliaque	Oui	Non	Non précisé
Lombaire	Oui	Non	Non précisé
Autre	Oui	Non	Non précisé

Fonction

Station monopode : Difficultés légères

Activité (UCLA): Sports intenses occas.

Diff de longueur (mm) Positive(+) si plus long
Négative (-) si plus court

RESUMES

Le resurfaçage de hanche : évaluation d'une pratique selon les principes de la médecine fondée sur les preuves.

Le resurfaçage de hanche est un type de prothèse actuellement très décrié, qui fait l'objet de nombreuses controverses. Après une période d'engouement la publication de cas de pseudotumeurs a marqué un frein au développement de ce type de prothèse. Notre retour d'expérience nous semblait cependant bien différent. En effet le resurfaçage de hanche présente de nombreux avantages tant en terme de fonction que d'épargne osseuse.

L'objectif de notre travail était d'évaluer notre pratique du resurfaçage de hanche selon le principe de médecine fondée sur les preuves.

Nous nous sommes ainsi attachés à évaluer chaque étape d'un resurfaçage de hanche, en passant de notre technique chirurgicale aux résultats cliniques à long terme. Ce travail reposait à la fois sur des études cliniques de haut niveau de preuve, réalisées spécifiquement ainsi que sur des analyses exhaustives des données de la littérature. In fine notre travail devait permettre de répondre aux différentes questions sous-jacentes : est-il légitime de proposer ce type d'arthroplastie, quelles sont les meilleures indications de resurfaçage, que peut-on promettre au patient en terme de survie d'implant et de score fonctionnel ?

Notre travail a permis de valider la reproductibilité et la précision de notre technique chirurgicale. L'analyse de notre série de patient a permis de souligner les excellents résultats en terme de fonction du resurfaçage de hanche malgré un taux de complications discrètement plus élevé que pour les prothèses de hanche standard. Celles-ci étaient principalement dues à la courbe d'apprentissage mais surtout à une mauvaise sélection du type d'implant initialement posé. L'analyse de la littérature a permis d'analyser avec précision les complications de ce type d'implant et de replacer à leur juste valeur leur importance en terme de fréquence. Ainsi le resurfaçage de hanche chez les hommes de moins de 55 ans présenterait non seulement de meilleurs résultats en terme de survie d'implant mais également en terme de mortalité pour les patients. A l'inverse les femmes de petites tailles avec dysplasie de hanche représentent actuellement les moins bonnes indications pour ce type d'implant.

Le resurfaçage de hanche, sous couvert d'une technique chirurgicale rigoureuse, d'une indication adaptée et d'un choix d'implant de qualité, offre donc de nombreux avantages. Il permet de conserver le capital osseux du patient, de restituer l'anatomie de la hanche native et offre les résultats fonctionnels les plus élevés. Le resurfaçage de hanche reste à notre sens et au vue des principes de la médecine fondée sur les preuves un traitement de choix et d'avenir, offrant encore de nombreuses perspectives d'évolution.

Hip Resurfacing : evidence based medecine assessment.

Hip resurfacing is a type of prosthesis which use is currently a matter of controversy. After a period of popularity, the occurrence of many cases of pseudotumor lead to the interruption of its development. However our feedback seemed very different and we believe hip resurfacing presents many advantages both in terms of function and bone preservation.

The aim of our study was to evaluate our practice of hip resurfacing according to evidence-based medicine.

We assessed each stage of a hip resurfacing, from our surgical technique to long-term clinical results. This work was based on both specifically designed clinical studies with high-levels of evidence, and comprehensive analyses of data from literature. Ultimately the aim of our work was to answer to the various underlying issues: is it legitimate to perform this kind of arthroplasty, what are the best indications for resurfacing, what can we promise to patients regarding survival and functional scores? Our work has validated the reproducibility and accuracy of our surgical technique. The analysis of our series of patients highlighted excellent results in terms of function compared to total hip replacement despite a slightly higher complication rate. This discrepancy was mainly due to the learning curve but also to errors selecting the type of implant originally placed. The analysis of the literature helped us to understand better these complications and confirmed their lower frequency at the end of the learning curve. Concerning its indications hip resurfacing seems to have better results in terms of implant survival and mortality rates in men under 55 years old. Interestingly women with small head sizes and/or dysplasia are currently the worst indications for this kind of implant.

Hip resurfacing, performed with a rigourous surgical technique, good indications and a suitable choice of implant offers several advantages. It preseves bone capital, restores native anatomy of the hip and offers the highest functional outcomes. In our experience and according to evidence-based medicine hip resurfacing represents a first line surgical therapy in adequate indications with promissing perspectives.

TITRE : Le resurfaçage de hanche : évaluation d'une pratique selon les principes de la médecine fondée sur les preuves.

Soutenue à Toulouse, le 26 avril 2013

Le resurfaçage de hanche est un type de prothèse actuellement très décrié, qui fait l'objet de nombreuses controverses. Après une période d'engouement la publication de cas de pseudotumeurs a marqué un frein au développement de ce type de prothèse. Notre retour d'expérience nous semblait cependant bien différent. En effet le resurfaçage de hanche présente de nombreux avantages tant en terme de fonction que d'épargne osseuse.

L'objectif de notre travail était d'évaluer notre pratique du resurfaçage de hanche selon le principe de médecine fondée sur les preuves.

Nous nous sommes ainsi attachés à évaluer chaque étape d'un resurfaçage de hanche, en passant de notre technique chirurgicale aux résultats cliniques à long terme. Ce travail reposait à la fois sur des études cliniques de haut niveau de preuve, réalisées spécifiquement ainsi que sur des analyses exhaustives des données de la littérature. In fine notre travail devait permettre de répondre aux différentes questions sous-jacentes : est-il légitime de proposer ce type d'arthroplastie, quelles sont les meilleures indications de resurfaçage, que peut-on promettre au patient en terme de survie d'implant et de score fonctionnel ?

Notre travail a permis de valider la reproductibilité et la précision de notre technique chirurgicale. L'analyse de notre série de patient a permis de souligner les excellents résultats en terme de fonction du resurfaçage de hanche malgré un taux de complications discrètement plus élevé que pour les prothèses de hanche standard. Celles-ci étaient principalement dues à la courbe d'apprentissage mais surtout à une mauvaise sélection du type d'implant initialement posé. L'analyse de la littérature a permis d'analyser avec précision les complications de ce type d'implant et de replacer à leur juste valeur leur importance en terme de fréquence. Ainsi le resurfaçage de hanche chez les hommes de moins de 55 ans présenterait non seulement de meilleurs résultats en terme de survie d'implant mais également en terme de mortalité pour les patients. A l'inverse les femmes de petites tailles avec dysplasie de hanche représentent actuellement les moins bonnes indications pour ce type d'implant.

Le resurfaçage de hanche, sous couvert d'une technique chirurgicale rigoureuse, d'une indication adaptée et d'un choix d'implant de qualité, offre donc de nombreux avantages. Il permet de conserver le capital osseux du patient, de restituer l'anatomie de la hanche native et offre les résultats fonctionnels les plus élevés. Le resurfaçage de hanche reste à notre sens et au vue des principes de la médecine fondée sur les preuves un traitement de choix et d'avenir, offrant encore de nombreuses perspectives d'évolution.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : MEDECINE SPECIALISEE CLINIQUE

Titre en anglais : *Hip Resurfacing : evidence based medicine assessment.*

MOTS CLES : Prothèse totale de hanche, Resurfaçage de hanche, Médecine fondée sur les preuves.

KEYWORDS : hip arthroplasty, hip resurfacing, evidence based medicine

Faculté de Médecine Toulouse Purpan - 37 Allée Jules Guesdes BP 7202 - 31073
Toulouse Cedex 7
