



HAL
open science

Etude Biomécanique du Couple de Frottement Céramique-Céramique dans les Prothèses Totales de Hanche sans Ciment

Christophe Chevillotte

► **To cite this version:**

Christophe Chevillotte. Etude Biomécanique du Couple de Frottement Céramique-Céramique dans les Prothèses Totales de Hanche sans Ciment. Ingénierie biomédicale. UNIVERSITE DE LYON, 2012. Français. NNT: . tel-00992296

HAL Id: tel-00992296

<https://theses.hal.science/tel-00992296>

Submitted on 13 Jun 2014

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

N° d'ordre

Année 2012

THESE DE L'UNIVERSITE DE LYON

Délivrée par

L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1

ECOLE DOCTORALE MEGA

Spécialité Biomécanique

DIPLOME DE DOCTORAT
(arrêté du 7 août 2006)

soutenue publiquement le

20 Septembre 2012

par

Christophe CHEVILLOTTE

TITRE :

**Etude Biomécanique du Couple de Frottement
Céramique-Céramique
dans les Prothèses Totales de Hanche sans Ciment**

Directeur de thèse : Madame le Pr Laurence CHEZE

Co-directeur de thèse : Monsieur le Pr Olivier Guyen

JURY

M.	Jean Paul CARRET	Professeur, UCBL, Lyon	Examineur
M.	Pierre TROUILLOUD	Professeur, Université de Bourgogne	Rapporteur
M.	Stéphane BOISGARD	Professeur, Université d'Auvergne	Rapporteur
Mme.	Laurence CHEZE	Professeur, UCBL, Lyon	Directrice
M.	Olivier GUYEN	Professeur, UCBL, Lyon	Co-directeur
M.	Jean GERINGER	Docteur à l'ENSM-SE, Saint Etienne	Examineur

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1

Président de l'Université

M. F.N GILLY

Vice-président du Conseil d'Administration

M. le Professeur H. Ben Hadid

Vice-président du Conseil des Etudes et de la Vie Universitaire

M. le Professeur P. Lalle

Vice-président du Conseil Scientifique

M. le Professeur G. Gillet

Secrétaire Général

M. G. Gay

COMPOSANTES SANTE

Faculté de Médecine Lyon Est – Claude Bernard

Directeur : M. le Professeur J. Etienne

Faculté de Médecine et de Maïeutique Lyon Sud – Charles Mérieux

Directeur : M. le Professeur F-N. Gilly

UFR d'Odontologie

Directeur : M. le Professeur D. Bourgeois

Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques

Directeur : M. le Professeur J. Volck

Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation

Directeur : M. le Professeur Y. Matillon

Département de formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine

Directeur : M. le Professeur P. Farge

COMPOSANTES ET DEPARTEMENTS DE SCIENCES ET TECHNOLOGIE

Faculté des Sciences et Technologies

Directeur : M. le Professeur F. De Marchi

Département Biologie

Directeur : M. le Professeur F. Fleury

Département Chimie Biochimie

Directeur : Mme le Professeur H. Parrot

Département GEP

Directeur : M. N. Siauve

Département Informatique

Directeur : M. le Professeur S. Akkouche

Département Mathématiques

Directeur : M. le Professeur A. Goldman

Département Mécanique

Directeur : M. le Professeur H. Ben Hadid

Département Physique

Directeur : Mme S. Fleck

Département Sciences de la Terre

Directeur : Mme le Professeur I. Daniel

UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Directeur : M. C. Collignon

Observatoire de Lyon

Directeur : M. B. Guiderdoni

Ecole Polytechnique Universitaire de Lyon 1

Directeur : M. P. Fournier

Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique

Directeur : M. G. Pignault

Institut Universitaire de Technologie de Lyon 1

Directeur : M. le Professeur C. Coulet

Institut de Science Financière et d'Assurances

Directeur : M. le Professeur J-C. Augros

Institut Universitaire de Formation des Maîtres

Directeur : M. R. Bernard

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier très sincèrement

Le Professeur Laurence Chèze pour avoir accepté de diriger ces travaux de thèse. Son implication, sa passion pour la biomécanique, ses remarques et son soutien sont inestimables.

Le professeur Olivier Guyen pour avoir co-dirigé cette thèse. Ses connaissances, ses conseils et son enthousiasme ont été d'une grande aide pour l'aboutissement de ce travail.

Les Professeurs Trousdale, An et Kauffman, qui m'ont accueilli dans le laboratoire de biomécanique de la Mayo Clinic de Rochester (Mn, USA), où une partie des études ont été effectuées.

Les membres du jury pour avoir accepté de juger ce travail

A MA FEMME ET A NOS FILS ATHANASE ET IRENEE

A MES PARENTS

A MES BEAUX-PARENTS

A TOUS LES MIENS ET A TOUS MES AMIS

RESUME

Le but du travail réalisé dans cette thèse était d'approfondir les connaissances en matière d'utilisation du couple de frottement céramique-céramique dans l'implantologie moderne de hanche sans ciment. L'étude clinique de 100 prothèses totales de hanche sans ciment avec un recul de 9 ans a permis de montrer la fiabilité du couple de frottement céramique en terme d'usure, de biocompatibilité et d'ostéointégration. Par la suite, la comparaison de la méthode d'implantation de ces implants (impaction avec ou sans adjonction de vis supplémentaires) a montré que la rigidité de la céramique n'était pas incompatible avec une impaction simple, pour des patients qui ne présentent pas de fragilité osseuse. Nous avons ensuite étudié plus particulièrement une complication de la céramique, le grincement ou squeaking. Une étude in vitro du phénomène, a permis de reproduire ce phénomène dans des conditions de lubrification optimale, avec la présence d'un troisième corps métallique entre les surfaces de frottement, suggérant l'importance de la lubrification dans la genèse du phénomène. L'analyse d'explant a conforté notre hypothèse, mettant en évidence l'importance du dessin des implants afin d'éviter les conflits prothétiques pouvant générer des particules métalliques. Enfin, l'analyse sur le long terme du phénomène de squeaking a montré son faible impact sur la survie des implants et sur la qualité de vie des patients.

Ce travail, qui a associé des analyses cliniques et biomécaniques nous conforte dans l'utilisation de la céramique comme couple de frottement dans les prothèses totales de hanche sans ciment, insiste sur l'importance du dessin et du positionnement des implants pour éviter les complications qui peuvent survenir et permet de mieux connaître le problème du squeaking et ses conséquences.

MOTS-CLE

Hanche, Céramique, Grincement, Prothèse, Sans ciment

TITLE

Biomechanical Study of Ceramic on Ceramic Cementless Total Hip Arthroplasty

ABSTRACT

The aim of the study done in this thesis was to enhance the knowledge in the use of ceramic on ceramic bearing for cementless total hip arthroplasty. A clinical study of 100 cementless total hip arthroplasty at 9 years of follow-up showed the reliability of ceramic in terms of wear, biocompatibility and osseointegration. Subsequently, the comparison of the method for implantation of the implants (press-fit with or without additional screws fixations) showed that the stiffness of ceramic was not inconsistent with a simple impaction, for patients who do not present bone fragility. We then studied a particular complication of ceramic bearing, the squeaking noise. An in vitro study of this phenomenon, allowed us to reproduce squeaking in lubricated conditions, with the presence of a third metal body between the frictions surfaces, suggesting the importance on lubrication damages in the genesis of this phenomenon. Analysis of explants has confirmed our hypothesis, highlighting the importance of implant design, to avoid impingement, potentially generating metal particles. Finally, the long-term analysis of squeaking phenomenon showed its low impact on implant survival and patient's quality of life.

This work, which involved clinical and biomechanical analysis, confirms the interest for the use of ceramics bearings in total hip arthroplasty, emphasizes the importance of implant design and implant positioning, to avoid complications, and helps for a better understanding with the problem of squeaking and its consequences.

KEYWORDS

Hip, Ceramic, Squeaking, Arthroplasty, Cementless

DISCIPLINE

Biomécanique

INTITULE ET ADRESSE DE L'U.F.R OU DU LABORATOIRE

LBMC UMR_T 9406 – Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs
Université Claude Bernard Lyon 1 – IFSTTAR
Faculté des Sciences et Technologies
Département de Mécanique
Bâtiment Oméga, 43 Boulevard du 11 novembre 1918
69622 Villeurbanne cedex

TABLE DES MATIERES

REMERCIEMENTS	3
INTRODUCTION	12
CHAPITRE 1 : RAPPELS	16
I. ANATOMIE FONCTIONNELLE ET BIOMÉCANIQUE DE LA HANCHE.....	16
1. ARCHITECTURE OSSEUSE	17
2. LES SURFACES ARTICULAIRES	19
3. LES MOUVEMENTS DE LA HANCHE	22
a) <i>Les mouvements de flexion de la hanche</i>	22
b) <i>Les mouvements d'extension de la hanche</i>	22
c) <i>Les mouvements d'abduction de la hanche</i>	23
d) <i>Les mouvements d'adduction de la hanche</i>	24
e) <i>Les mouvements de rotation longitudinale de la hanche</i>	24
f) <i>Le mouvement de circumduction de la hanche</i>	25
4. FACTEURS DE COAPTATION DE L' ARTICULATION	26
5. FACTEURS MUSCULAIRES ET OSSEUX DE LA STABILITÉ DE LA HANCHE	27
II. HISTORIQUE DES PTH ET ORIGINE DE LA FIXATION SANS CIMENT	28
III. LE MATÉRIAU ALUMINE	33
1. HISTORIQUE DU COUPLE CÉRAMIQUE-CÉRAMIQUE DANS LES PTH	33
2. COMPOSITION ET PROPRIÉTÉS DE L' ALUMINE	34
IV. FABRICATION DES IMPLANTS CÉRAMIQUE.....	37
CHAPITRE 2 : SURVIE DES IMPLANTS CERAMIQUE DANS LES PTH SANS CIMENT	41
INTRODUCTION	41
MATERIEL ET METHODE	43
I. IMPLANTS CHIRURGICAUX.....	43
1. <i>Le cotyle horizon</i>	43
a) Présentation générale du produit.....	43
b) Description du cotyle	43
c) Gamme d'implants.....	46
2. <i>La tige intégrale</i>	47
a) Présentation générale du produit.....	47
b) Description de la tige fémorale	48
3. <i>Les têtes fémorales</i> :.....	50
II. DESCRIPTION DE LA POPULATION ÉTUDIÉE	51
1. <i>Epidémiologie</i>	51
2. <i>Etiologies</i>	52
3. <i>Antécédents de la hanche avant l'intervention</i>	53
4. <i>Scores cliniques avant chirurgie</i>	53
III. TECHNIQUE CHIRURGICALE	54
IV. MÉTHODOLOGIE	58
1. <i>Type d'étude</i>	58
2. <i>Evaluation clinique</i>	58
a) Epidémiologie.....	58
b) Clinique pré et post-opératoire.....	58
3. <i>Evaluation radiologique</i>	59
a) Gruen/ Callaghan	59
b) DeLee et Charnley:	60
c) Score de Engh et Massin:.....	60
d) Score ARA	60
4. <i>Données per opératoires</i>	61
5. <i>Données post-opératoires et sortie du service</i>	61
6. <i>Analyse statistique</i>	62
RESULTATS.....	63
I. DONNÉES CHIRURGICALES.....	63
1. <i>Opérateurs</i>	63

2.	<i>Voie d'abord</i>	63
3.	<i>Incidents pendant la chirurgie</i>	63
4.	<i>Implants posés</i>	63
a)	Taille des implants cotyloïdiens :.....	63
b)	Taille de tige fémorale :.....	64
c)	Longueur du col :.....	65
d)	Diamètre de la tête :.....	65
II.	PATIENTS REVUS ET REcul MOYEN.....	65
III.	SCORES CLINIQUES.....	66
1.	<i>Amplitudes articulaires</i>	66
2.	<i>Score de Harris (HSS)</i>	66
3.	<i>Score Postel Merle d'Aubigné (PMA)</i>	67
4.	<i>Scores de satisfaction (Oxford)</i>	67
IV.	RÉSULTATS RADIOLOGIQUES.....	68
1.	<i>Au niveau du fémur</i> :.....	68
2.	<i>Au niveau du cotyle</i> :.....	69
3.	<i>Score de Engh et Massin</i>	69
4.	<i>Score ARA</i>	70
V.	COMPLICATIONS.....	71
1.	<i>Complications per-opératoires</i> :.....	71
2.	<i>Complications post opératoires</i> :.....	71
VI.	DÉCÈS.....	73
VII.	SURVIE.....	74
1.	<i>Survie du cotyle Horizon®</i>	74
2.	<i>Survie de la tige Intégrale®</i>	75
3.	<i>Survie du Cotyle Horizon et de la Tige Intégrale</i>	75
	DISCUSSION.....	76
I.	REMARQUES GÉNÉRALES.....	76
II.	MÉTHODOLOGIE.....	77
1.	<i>Niveau de preuve</i>	77
2.	<i>Matériel</i>	77
III.	RÉSULTATS.....	81
1.	<i>Résultats cliniques</i>	81
a.	Scores Cliniques.....	81
b.	Amplitudes de mobilité post-opératoire.....	83
c.	Résultats score Oxford.....	84
2.	<i>Résultats radiologiques</i>	84
a.	Les lignes réactives :.....	84
b.	Les liserés :.....	84
c.	Les hypertrophies corticales :.....	85
d.	Le remodelage du calcar :.....	85
e.	Les ostéolyses :.....	86
f.	Le taux d'échec mécanique de la tige fémorale :.....	87
g.	Le taux d'échec de la cupule Horizon :.....	89
3.	<i>Les complications</i>	90
	CONCLUSION.....	93
	CHAPITRE 3 : INTERET DES VIS POUR LES COTYLES PRESS FIT CERAMIQUE	95
	INTRODUCTION.....	95
	MATERIEL ET METHODE.....	97
I.	DESCRIPTION DE LA POPULATION ÉTUDIÉE.....	97
1.	<i>Epidémiologie</i>	97
1.	Groupe « avec vis » :.....	97
2.	Groupe « sans vis » :.....	97
3.	Comparabilité des deux groupes :.....	97
2.	<i>Etiologies</i>	98
3.	<i>Antécédents de la hanche avant l'intervention</i>	99
4.	<i>Scores cliniques avant chirurgie</i>	99
II.	IMPLANTS CHIRURGICAUX.....	100
III.	TYPE D'ÉTUDE.....	100
IV.	EVALUATION CLINIQUE.....	100
V.	EVALUATION RADIOLOGIQUE.....	101
VI.	ANALYSE STATISTIQUE.....	101

RESULTATS.....	102
I. DONNÉES CHIRURGICALES.....	102
1. <i>Voie d'abord</i>	102
2. <i>Incidents pendant la chirurgie</i>	102
3. <i>Implants posés</i>	103
a. Taille des implants cotyloïdiens :.....	103
b. Nombre de vis par cotyle :.....	103
II. PATIENTS REVUS ET REcul MOYEN.....	104
III. SCORES CLINIQUES.....	106
1. <i>Amplitudes articulaires</i>	106
2. <i>Score de Harris</i>	106
3. <i>Score Postel Merle d'Aubigné (PMA)</i>	107
IV. RÉSULTATS RADIOLOGIQUES.....	108
V. COMPLICATIONS / REPRISÉS CHIRURGICALES.....	109
1. <i>Complications septiques</i> :.....	110
2. <i>Descellement cotyloïdien</i> :.....	110
3. <i>Instabilité et luxation</i> :.....	110
4. <i>Syndrome du psoas</i> :.....	111
5. <i>Squeaking</i> :.....	111
VI. SURVIE DU COTYLE HORIZON®.....	112
DISCUSSION.....	113
I. REMARQUES GÉNÉRALES.....	113
II. MÉTHODOLOGIE.....	114
1. <i>Niveau de preuve</i>	114
2. <i>Matériel et méthode</i>	114
a. Comparabilité des deux groupes.....	114
b. Séries de la littérature.....	114
c. Recueil des données.....	115
d. Amplitudes articulaires.....	115
e. Analyse radiographique.....	115
III. RÉSULTATS.....	115
1. <i>Résultats cliniques</i>	115
2. <i>Amplitudes de mobilité post-opératoire</i>	116
3. <i>Résultats radiologiques</i>	116
4. <i>Taux d'échec mécanique</i>	117
CONCLUSION.....	119
CHAPITRE 4 : ETUDE BIOMECHANIQUE DU PHENOMENE DE SQUEAKING	120
INTRODUCTION.....	120
MATERIEL ET METHODE.....	122
I. LE SIMULATEUR DE HANCHE.....	122
1. <i>Définition du cahier des charges</i>	122
2. <i>Réalisation du simulateur</i>	123
II. LES IMPLANTS.....	129
III. LE LUBRIFIANT.....	130
IV. LES SITUATIONS DE TESTS.....	130
1. <i>Charge normale</i>	130
2. <i>Charge extrême</i>	130
3. <i>Stripe wear</i>	131
4. <i>Stripe wear et charge extrême</i>	132
5. <i>Transfert métallique</i>	132
6. <i>Edge wear</i>	133
7. <i>Edge wear et charge extrême</i>	134
8. <i>Microfractures</i>	134
V. CONDITIONS DE RÉALISATION DES TESTS.....	135
RESULTATS.....	136
I. CONDITIONS NON LUBRIFIÉES.....	136
1. <i>Charge normale</i>	136
2. <i>Charge extrême</i>	136
3. <i>Stripe wear</i>	136
4. <i>Stripe wear et charge extrême</i>	137

5.	<i>Transfert métallique</i>	137
6.	<i>Edge wear</i>	137
7.	<i>Edge wear et charge extrême</i>	137
8.	<i>Microfractures</i>	137
9.	<i>Remarque</i>	138
II.	CONDITIONS LUBRIFIÉES.....	138
1.	<i>Charge normale</i>	138
2.	<i>Charge extrême</i>	138
3.	<i>Stripe wear</i>	139
4.	<i>Stripe wear et charge extrême</i>	139
5.	<i>Transfert métallique</i>	139
6.	<i>Edge wear</i>	139
7.	<i>Edge wear et charge extrême</i>	139
8.	<i>Microfractures</i>	139
	DISCUSSION.....	140
I.	REMARQUES GÉNÉRALES.....	140
II.	MÉTHODOLOGIE.....	143
III.	RÉSULTATS.....	145
	CONCLUSION.....	148
	CHAPITRE 5 : ANALYSE D'EXPLANTS	149
	INTRODUCTION.....	149
	MATERIEL ET METHODE.....	150
I.	LES EXPLANTS.....	150
1.	<i>Origine</i>	150
2.	<i>Primo implantation</i>	150
3.	<i>Population concernée / Données démographiques</i>	150
4.	<i>Durée d'implantation et cause de révision</i>	151
5.	<i>Type d'implants</i>	152
6.	<i>Nature de la reprise chirurgicale</i>	152
II.	ANALYSE DU POSITIONNEMENT.....	152
III.	ANALYSE DE SURFACE DES IMPLANTS.....	153
1.	<i>Analyse macroscopique</i>	153
2.	<i>Analyse microscopique</i>	154
IV.	ETUDE SUR SIMULATEUR.....	155
	RESULTATS.....	157
I.	ANALYSE MACROSCOPIQUE.....	157
1.	<i>Cupules acétabulaires</i>	157
2.	<i>Tige fémorale</i>	157
3.	<i>Têtes prothétiques</i>	157
II.	ANALYSE MICROSCOPIQUE.....	159
III.	ANALYSE DU POSITIONNEMENT DES IMPLANTS.....	160
IV.	ETUDE SUR SIMULATEUR.....	160
1.	<i>Condition s non lubrifiées</i>	160
2.	<i>Conditions lubrifiées</i>	160
	DISCUSSION.....	161
I.	REMARQUES GÉNÉRALES.....	161
II.	MÉTHODOLOGIE.....	161
III.	RÉSULTATS.....	162
	CONCLUSION.....	167
	CHAPITRE 6 : ANALYSE CRITIQUE DU PHENOMENE DE SQUEAKING :	168
	INTRODUCTION.....	168
	MATERIEL ET METHODE.....	170
I.	DESCRIPTION DE LA POPULATION ÉTUDIÉE.....	170
II.	IMPLANTS.....	171
III.	DONNÉES CHIRURGICALES ET SUITES POST-OPÉRATOIRES.....	172
IV.	EVALUATION CLINIQUE ET RADIOLOGIQUE.....	172

V.	ANALYSE DU SQUEAKING	174
VI.	ANALYSE STATISTIQUE	175
RESULTATS		176
I.	QUESTIONNAIRE SQUEAKING.....	176
II.	DONNÉES ÉPIDÉMIOLOGIQUES	177
III.	DONNÉES CLINIQUES	178
IV.	ANALYSE RADIOGRAPHIQUE.....	179
V.	COMPLICATIONS	180
DISCUSSION		181
CONCLUSION		185
CONCLUSION		186
BIBLIOGRAPHIE		191
ANNEXES		207
ANNEXE 1: LISTE DES PUBLICATIONS EFFECTUEES SUR LE TRAVAIL.....		208
ANNEXE 2: SCORE HARRIS.....		213
ANNEXE 3 : SCORE DE POSTEL MERLE D'AUBIGNÉ.....		216
ANNEXE 4 : SCORE OXFORD		217
ANNEXE 5 : SCORE DE ENGH ET MASSIN		219
ANNEXE 6: SCORE ARA (AGORA ROENTGENOGRAPHY ASSESSMENT)		220
ANNEXE 7: SCORE D'ACTIVITÉ PHYSIQUE UCLA		221
ANNEXE 8: LISTE DES COMMUNICATIONS EFFECTUÉES SUR LE TRAVAIL DE THÈSE		222
I- COMMUNICATIONS AVEC COMITE DE SELECTION		222
II- CONFÉRENCES SUR INVITATION		224

INTRODUCTION

La hanche, ou articulation coxo-fémorale, rattache le membre inférieur au tronc. Elle unit le fémur à l'os iliaque et sa mobilité fonctionnelle est fondamentale pour permettre la déambulation. Elle peut être sujette à de nombreuses pathologies, pouvant aboutir à une altération de son fonctionnement, telle que la fracture du col fémoral ou encore la coxarthrose. La coxarthrose est une affection dégénérative de la hanche qui associe à la fois un processus destructif, avec une érosion du cartilage et l'apparition de géodes osseuses, et un processus constructif, avec l'apparition d'ostéophytes. Cette coxarthrose peut être primitive, sur une hanche normalement constituée, ou secondaire, suite à une malformation anatomique (dysplasie cotyloïdienne, coxa valga), une ostéochondrite ou ostéonécrose aseptique (maladie de Legg-Perthes-Calvé), ou post traumatique. Le vieillissement actuel de la population entraîne une augmentation rapide du nombre de patients souffrant de coxarthrose. La prévalence, chez les adultes âgés de 55 ans ou plus, dans la population caucasienne, varie de 3% à 25% selon les pays. Il s'agit ainsi d'une cause majeure d'infirmité et de handicap¹⁻⁶. La prise en charge de la coxarthrose comprend l'utilisation de traitements non pharmaceutiques (éducation du patient aux règles hygiéno-diététiques, contrôle du poids, usage de canne, kinésithérapie), pharmaceutiques (anti-inflammatoires, antalgiques), ou chirurgicaux (ostéotomie, arthroplastie) lorsque les traitements précédents s'avèrent insuffisants⁷. La restitution chirurgicale de la fonction articulaire préoccupe ainsi le chirurgien depuis plus d'un siècle, et l'arthroplastie totale de hanche a révolutionné la prise en charge et le traitement de la coxarthrose⁸. L'implantation d'une prothèse totale de hanche (PTH) est donc devenue un acte chirurgical réalisé de manière courante chez les personnes atteintes de coxarthrose sévère. L'incidence ne cesse d'ailleurs d'augmenter dans tous les pays développés^{9, 10}. Entre 1990 et 2002, le nombre d'implantations de PTH de première intention aux USA a augmenté de près de 50%, passant respectivement de 119 000 à 193 000⁹. Cette chirurgie, qui procure au patient une nette amélioration sur le plan de la douleur et de la fonction¹¹⁻¹⁵, n'a cessé de se modifier et de s'améliorer, dans le but de restituer une anatomie la plus normale possible, et d'augmenter la durée de vie des implants. Le couple de frottement initial, mis au point par Sir John Charnley dans les années 60, consistait en une tête métallique de diamètre 22 mm s'articulant dans un insert en polyéthylène (low friction arthroplasty)¹⁶, et la fixation des

composants prothétiques était effectuée par du méthyle de métacrylate. Plus de quarante ans après, ce type de prothèse demeure encore le « gold standard », tous groupes de patients confondus¹⁷. Cependant, de nombreuses études ont mis en évidence l'importance et la fréquence des débris de polyéthylène à l'origine de descellements aseptiques et d'ostéolyses^{18, 19}. Le couple de frottement alumine-alumine a été développé et proposé comme alternative par le français Pierre Boutin depuis 1972^{20, 21}. Le but était d'éviter l'usure des composants prothétiques et ses conséquences, afin d'augmenter la longévité des implants et de permettre leur utilisation chez des patients de plus en plus jeunes et actifs. Quelques équipes utilisent ce couple de frottement dans la prothèse totale de hanche (PTH) depuis plus de 20 ans (Professeur SEDEL, Hôpital Lariboisière)²²⁻²⁴, alors que la majorité ont adopté ce couple de frottement plus récemment ou sont en passe de l'utiliser. Depuis les années 70, de nombreux progrès ont été réalisés dans la conception et la réalisation industrielle de ce produit. Les propriétés tribologiques et biomécaniques de la céramique d'alumine semblent aujourd'hui bien connues : nous sommes actuellement à la 3^{ème} et 4^{ème} génération de céramique d'alumine²⁵⁻²⁷ et sa résistance à l'usure est maintenant bien établie^{22, 28-33}.

Cependant, plusieurs études, généralement anciennes, ont émis de sérieux doutes sur l'utilisation d'un tel matériau dans les PTH, en insistant sur le risque de fracture des implants, de descellement cotyloïdiens voir d'ostéolyse³⁴⁻³⁹. Son utilisation avec des implants modernes sans ciment provoque donc encore des réticences pour certaines équipes chirurgicales et freine leur utilisation. Les raisons de cette méfiance sont multiples : les grandes variations dans la qualité intrinsèque du matériau, un dessin ou une conception des implants inadaptés, mais aussi le peu d'information sur la survie de tels implants (peu de publications ont été faites sur la survie à long terme de ce couple de frottement avec des prothèses modernes sans ciment), et les risques de complications propres aux céramiques. Ainsi, la rigidité de la céramique, qui permet une très faible usure comparée aux autres couples de frottement fait craindre à certains chirurgiens une non ostéointégration des implants cotyloïdiens sans ciment, par excès de contrainte à la jonction os-métalback⁴⁰ ; le risque fracturaire, qui était important avec les céramiques de première et 2^e génération semble devenu faible mais non nul (0,025 % de fracture de tête avec la céramique BioloX forte^{®41, 42}, pas de fracture de tête rapporté avec la céramique Delta[®] mais quelques cas de rupture d'insert⁴³⁻⁴⁵), et plus récemment, le problème de grincements ou « squeaking » semble prendre une place importante dans les complications de la céramique moderne et fait l'objet de nombreuses recherches et publications^{41, 42, 46-50}.

L'objectif de ce travail était donc d'approfondir les connaissances en matière d'utilisation du couple de frottement céramique-céramique dans l'implantologie moderne de hanche, avec l'utilisation d'implants sans ciment, afin de vérifier l'innocuité et la fiabilité de ce matériau pour une telle utilisation.

Après un rappel sur l'anatomie fonctionnelle et la biomécanique de la hanche, un historique sur les PTH et leur fixation sans ciment, et un rappel sur le matériau alumine et la fabrication des implants céramique, nous avons cherché à étudier :

- La survie sur le long terme des implants céramique-céramique dans les PTH sans ciment.

Cette étude a été publiée comme article original dans le journal *International Orthopaedics* (2011), disponible avec les références :

Chevillotte et al: Nine years follow-up of 100 ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty. Int Orthop (2011) 35:1599-1604. (Annexe 1)

- L'intérêt d'une fixation complémentaire par ajout de vis pour ces cotyles « press-fit », à couple de frottement céramique-céramique, en terme de stabilité,
- Le phénomène de « squeaking », par une étude tribologique in-vitro du phénomène.

Cette étude a été publiée comme article original dans le journal *Clinical Orthopedics and Related Research* (2010), disponible avec les références :

Chevillotte et al: The 2009 Franck Stinchfield Award « Hip Squeaking » A biomechanical Study of Ceramic-on-ceramic Bearing Surfaces. Clin Orthop Relat Res (2010) 468:345-350. (Annexe 1)

Une partie de cette étude a été publiée en chapitre de livre :

Chevillotte C et al: Squeaking with ceramic-on-ceramic bearing surfaces: Biomechanical study.

In: Modern trends in THA Bearings. 91-94; Cobb (Ed.) Springer 2010. ISBN-978-3-642-13988-8 (Annexe 1)

- Des explants présentant un « squeaking ».

Cette étude a été publiée comme article original dans *Orthopaedics & Traumatology : Surgery and Research* (2012) disponible avec les références :

Chevillotte C et al. Retrieval analysis of squeaking implants: Are there related specific features? Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research (2012) 98(3):281-287, doi:10.1016/j.otsr.2011.12.003 (Annexe 1)

- Les conséquences du phénomène de « squeaking » sur le long terme pour le patient et sur la longévité des implants.

Cette étude a été acceptée dans le Journal of Arthroplasty et est publiée en ligne, disponible avec les références :

Chevillotte C et al. Hip Squeaking: A ten year follow-up study. The Journal of Arthroplasty (2012). Doi : 10.1016/j.arth.2011.11.024 (Annexe 1).

Chapitre 1

RAPPELS

I. Anatomie Fonctionnelle et Biomécanique de la hanche⁵¹⁻⁵³

L'articulation de la hanche ou articulation coxo-fémorale est l'articulation proximale du membre inférieur (figure 1). Il s'agit d'une articulation synoviale de type sphéroïde (ou énarthrose), très emboîtée, solide et mobile, opposant 2 segments de sphère, pleins et creux, permettant d'effectuer des mouvements du membre inférieur dans toutes les directions de l'espace. Elle possède trois axes et trois degrés de liberté :

- Un axe transversal, situé dans un plan frontal, autour duquel s'effectue les mouvements de flexion-extension dans un plan sagittal.
- Un axe antéro-postérieur, situé dans un plan sagittal passant par le centre de l'articulation, autour duquel s'effectuent les mouvements d'abduction-adduction dans un plan frontal.
- Un axe vertical, qui lorsque la hanche est en position de rectitude, se confond avec l'axe longitudinal du membre inférieur, autour duquel s'effectuent les mouvements de rotations latérales et médiales.



Figure 1 : radiographie d'un bassin de face

1. Architecture osseuse

L'os coxal constitue le trait d'union entre la colonne vertébrale et le membre inférieur. La ceinture pelvienne réalise ainsi un anneau fermé transmettant les efforts verticaux du rachis lombaire vers les deux articulations coxo-fémorales. Les lignes de force passent par les articulations sacro-iliaques, puis par l'intermédiaire des travées osseuses, vers le cotyle et vers l'ischion (figure 2).

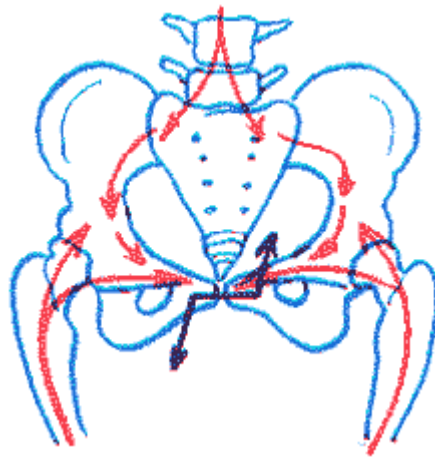


Figure 2 : lignes de force du bassin

Au niveau de l'extrémité supérieure du fémur, le poids du corps (voire plusieurs fois le poids du corps du fait des actions musculaires) appliqué sur la tête fémorale est transmis à la diaphyse fémorale via un bras de levier représenté par le col fémoral. Cet ensemble réalise un porte-à-faux mécanique avec d'importantes forces de cisaillement à la base du col. Pour lutter contre ce cisaillement, l'extrémité supérieure du fémur possède là encore des systèmes de travées osseuses correspondant aux lignes de force mécaniques (figure 3).

Le système principal est formé par deux faisceaux de travées s'épanouissant dans le col et la tête fémorale ; le premier faisceau prend naissance au niveau de la corticale externe de la diaphyse fémorale et se termine sur la partie inférieure de la corticale céphalique (faisceau arciforme de Gallois et Bosquette), le second prend naissance au niveau de la corticale interne de la diaphyse et de la corticale inférieure du col et se dirige verticalement vers la partie supérieure de la corticale céphalique (faisceau céphalique ou éventail de sustentation).

Le système accessoire est formé de deux faisceaux s'épanouissant dans le grand trochanter ; le premier prend naissance au niveau de la corticale interne de la diaphyse (faisceau

trochantérien), le deuxième est formé de fibres verticales parallèles à la corticale externe du grand trochanter.

On obtient ainsi un double système ogival, dans le massif trochantérien d'une part, formé par la convergence du faisceau arciforme et du faisceau trochantérien, dans la tête et le col d'autre part, formé par l'entrecroisement du faisceau arciforme et de l'éventail de sustentation. L'intersection de ces deux derniers faisceaux forme une zone dense appelée noyau de la tête fémorale. Ce système ogival cervico-céphalique s'appuie sur une zone extrêmement solide, la corticale inférieure du col, formant l'éperon cervical inférieur de Merkel ou calcar.

Entre les deux systèmes ogivaux, il existe une zone de fragilité, moins résistante, siège des fractures cervico-trochantériennes.

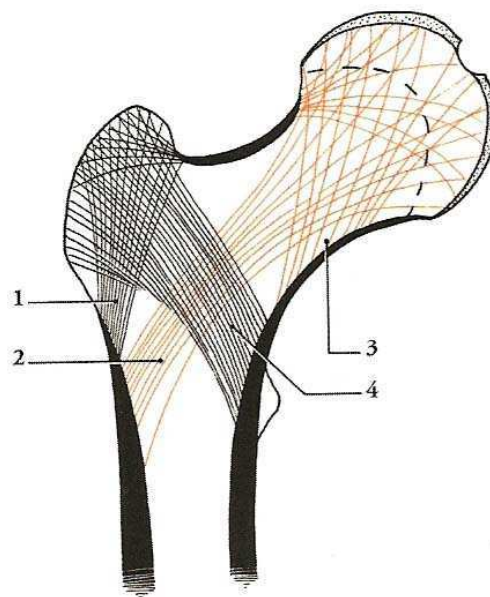


Figure 3 : le double système ogival de l'extrémité supérieure du fémur (d'après Kamina⁵³)

2. Les surfaces articulaires

La hanche est une énarthrose. Ses surfaces articulaires sont sphériques.

La tête fémorale est constituée par les 2/3 d'une sphère de 40 à 50 mm de diamètre (figure 4). Elle est encroûtée de cartilage, sauf au niveau de la fovea capitis, fossette d'insertion du ligament fémoral (ligament rond), au niveau du quadrant postéro-inférieur. Cette tête est supportée par le col fémoral qui assure la jonction avec la diaphyse fémorale. L'axe du col est oblique en haut, en dedans et en avant. Il forme avec l'axe diaphysaire un angle dit « d'inclinaison » (ou angle cervico-diaphysaire) compris entre 120 et 130° (figure 5 a). Cet angle conditionne la ligne de charge du membre inférieur, ligne qui unit le centre de la tête fémorale, le milieu de l'articulation du genou et le milieu du calcaneus : elle n'est pas tout à fait verticale et fait avec la ligne verticale tirée de l'acétabulum, un angle de 5 à 10°. Des modifications pathologiques de l'angle cervico-diaphysaire conduisent donc à des anomalies des articulations sous jacentes (coxa-vara si l'angle cervico-diaphysaire est inférieur à 120° (figure 5b), et coxa-valga si l'angle cervico-diaphysaire dépasse 140° (figure 5c). L'axe du col fémoral forme avec le plan frontal un angle dit de « déclinaison » de 10 à 30° ouvert en dedans et en avant : on l'appelle ainsi angle d'antéversion.

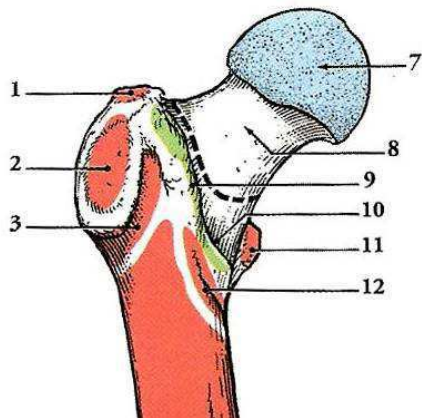


Figure 4 : extrémité supérieure du fémur (d'après Kamina⁵³)

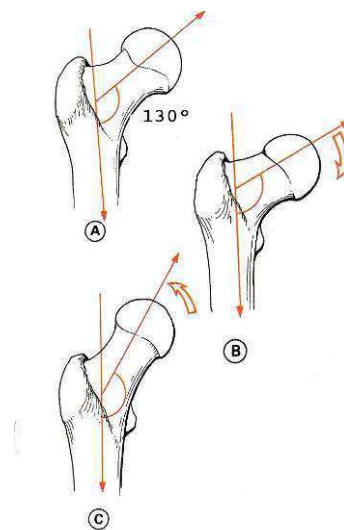


Figure 5: angle cervicodiaphysaire (d'après Kapandji⁵¹)

La cavité cotyloïdienne reçoit la tête fémorale (figure 6). Elle est située sur la face externe de l'os iliaque à la jonction de ses trois parties constitutives. C'est une excavation sphéroïde profonde d'une valeur angulaire d'environ 180°. Elle est circonscrite par un rebord saillant qui la surplombe : le limbus (sourcil) acétabulaire. Le cotyle présente deux parties : la surface semi-lunaire, périphérique, encroûtée de cartilage, en forme de croissant dont les cornes délimitent l'incisure acétabulaire et sont reliées entre elles par un ligament en pont : le ligament transverse de l'acétabulum. La partie centrale du cotyle (arrière fond cotyloïdien) est en retrait par rapport au croissant articulaire et n'entre pas en contact avec la tête fémorale. Le labrum acétabulaire est un anneau fibro-cartilagineux triangulaire à la coupe qui s'insère sur le limbus acétabulaire, dont la face axiale, concave et articulaire, est en continuité avec la surface semi-lunaire, et dont la face périphérique donne insertion à la capsule articulaire. Le labrum passe en pont au dessus de l'incisure acétabulaire et adhère au ligament transverse de l'acétabulum.

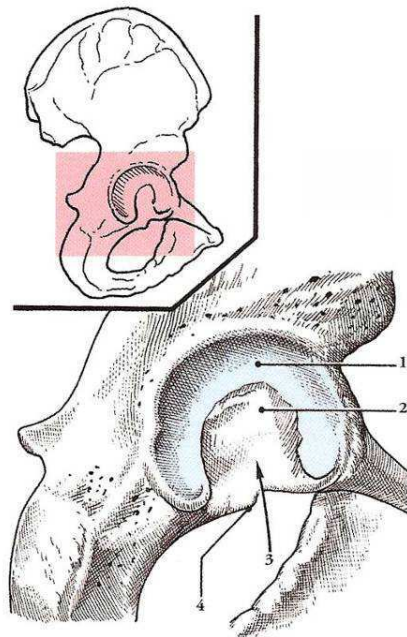


Figure 6 : cavité cotyloïdienne (d'après Kamina⁵³)

Le cotyle est orienté en dehors, en bas et en avant. L'axe du cotyle forme ainsi un angle de 30 à 40° avec l'horizontale et un angle de 30 à 40° avec le plan frontal. Cela a pour conséquence que la partie supérieure du cotyle « déborde » la tête en dehors (figure 7) ;

ce débord est mesuré par l'angle de recouvrement (angle de Wrisberg ou angle VCE) qui est normalement de 25° à 30°. C'est au niveau du toit du cotyle que la pression de la tête est la plus forte et que le cartilage est le plus épais sur la tête et sur le croissant cotyloïdien.

Lorsque la hanche est en rectitude, la tête fémorale n'est pas totalement recouverte par le cotyle, toute la partie antéro-supérieure de son cartilage est à découvert. Cela est dû au fait que l'axe du col fémoral, oblique en haut, en dedans et en avant n'est pas dans le prolongement de l'axe du cotyle, oblique en bas, en avant et en dehors. Cette situation est le témoin du passage de la station quadrupède à la station érigée de l'homme : en station quadrupède, les deux surfaces articulaires coïncident parfaitement.

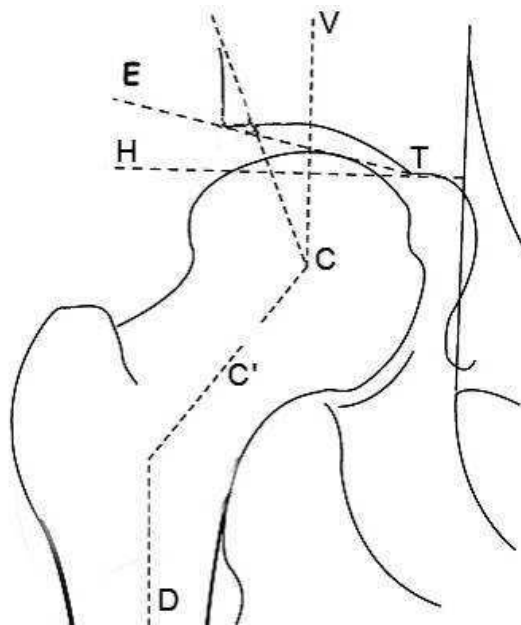


Figure 7 : mesure de l'angle VCE

3. Les mouvements de la hanche

a) Les mouvements de flexion de la hanche (figure 8)

La flexion de hanche porte la face antérieure de la cuisse à la rencontre du tronc (figure 8). La cuisse et l'ensemble du membre inférieur sont donc reportés en avant du plan frontal passant par l'articulation. L'amplitude de flexion est variable selon la position du genou et le fait que la flexion soit active ou passive. La flexion active est moins ample que la flexion passive. Lorsque le genou est étendu, la flexion active n'est que de 90° et la flexion passive de 120° . Lorsque le genou est fléchi, la flexion active de la hanche est de 120° et la flexion passive de 145° car les muscles ischio-jambiers, qui sont des muscles bi articulaires, sont relâchés.

En flexion, tous les ligaments de l'articulation coxo-fémorale sont détendus. Les muscles intervenant dans la flexion sont l'ilio-psoas, le sartorius, le droit du fémur, le tenseur du fascia lata, le pectiné, le long adducteur, le gracile.

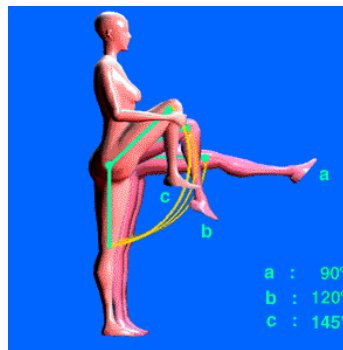


Figure 8 : Flexion de hanche

b) Les mouvements d'extension de la hanche (figure 9)

L'extension de hanche porte le membre inférieur en arrière du plan frontal (figure 9). Elle dépend également de la position du genou en raison des muscles ischio-jambiers. Genou fléchi, l'extension active est de 10° , l'extension passive de 30° . Genou étendu, l'extension est globalement de 20° . La limitation de l'extension est due à la mise en tension des ligaments s'enroulant autour du col fémoral (ligament ilio-fémoral). Les

muscles extenseurs de la hanche sont les muscles fessiers (surtout le grand fessier) et les ischio-jambiers. Le muscle grand adducteur participe également à l'extension de la hanche. Cette extension peut être augmentée par l'entraînement (assouplissement du ligament ilio-fémoral et bascule antérieure du bassin permettant de faire le grand écart).

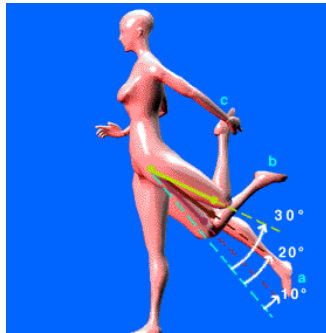


Figure 9 : Extension de hanche

c) Les mouvements d'abduction de la hanche (figure 10)

L'abduction de hanche porte le membre inférieur directement en dehors et l'éloigne du plan de symétrie du corps (figure 10). Elle atteint 30° par rapport à un axe vertical passant par la tête fémorale. Elle est bloquée par la mise en tension des ligaments ilio et pubo-fémoraux et des muscles adducteurs, puis par la butée osseuse du col fémoral sur le sourcil acétabulaire. Les principaux muscles abducteurs de la hanche sont le moyen fessier, le tenseur du fascia lata et le grand fessier par leur insertion sur le tractus ilio-tibial, plus accessoirement le petit fessier, le piriforme et l'obturateur interne.

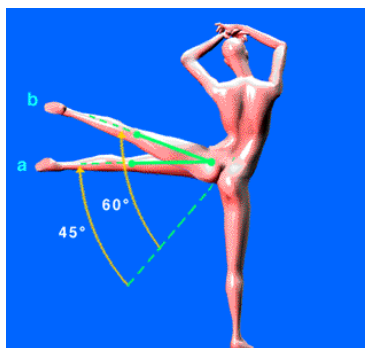


Figure 10 : Abduction de hanche

d) Les mouvements d'adduction de la hanche (figure 11)

L'adduction porte le membre inférieur en dedans et le rapproche du plan de symétrie du corps (figure 11). Comme dans la position de référence, les deux membres inférieurs sont en contact l'un avec l'autre, il n'existe pas de mouvement d'adduction pure, celle-ci doit être combinée à une flexion ou une extension pour ne pas être bloquée par le membre opposé. Elle peut atteindre 30° et se trouve sous la dépendance de nombreux muscles puissants : les trois muscles adducteurs, le pectiné, le gracile, les ischio-jambiers et le grand fessier par ses insertions sur la ligne âpre, ainsi que le carré fémoral et les muscles obturateurs. Les muscles adducteurs sont essentiels à l'équilibre du bassin en appui bipodal et dans certains sports (ski, équitation). La position assise jambes croisées l'une sur l'autre associe à l'adduction une flexion et une rotation latérale : les ligaments en flexion sont détendus. C'est la position la plus instable de l'articulation, qu'il faut déconseiller aux patients opérés d'une prothèse totale de hanche.

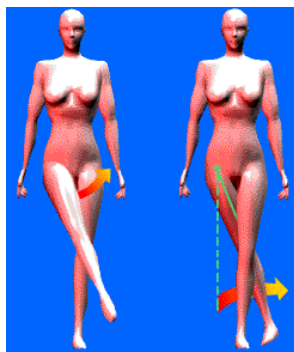


Figure 11 : Adduction de hanche

e) Les mouvements de rotation longitudinale de la hanche (figure 12)

Les mouvements de rotation longitudinale de la hanche s'effectuent autour de l'axe mécanique du membre inférieur. En position de rectitude, cet axe se confond avec l'axe vertical de l'articulation coxo-fémorale. Dans ces conditions, la rotation externe porte la pointe du pied en dehors, et la rotation interne porte la pointe du pied en dedans.

Cependant, pour la mesure des mouvements de rotation longitudinale, l'examen est effectué patient sur le ventre ou assis au bord d'une table, genou fléchi en angle droit (figure 12). On mesure alors la rotation externe (ou latérale) lorsque la jambe se porte en dedans, et la rotation interne (ou médiale) lorsque la jambe se porte en dehors. La rotation latérale peut atteindre 60°. Elle est beaucoup plus facile lorsque la hanche est fléchie car c'est la tension des ligaments antérieurs (ilio et pubo-fémoral) qui la limite. C'est le rôle essentiel des muscles pelvi-trochantériens (carré fémoral, piriforme et obturateurs) et des muscles fessiers insérés en arrière de l'articulation (grand fessier, fibres postérieures des petit et moyen fessiers). La rotation médiale fait 30° car les muscles sont moins puissants : les fibres antérieures des moyen et petit fessier, le tenseur du fascia lata et le grand adducteur (par son faisceau vertical) sont responsables de ce mouvement. Elle est limitée par la tension du ligament ischio-fémoral.

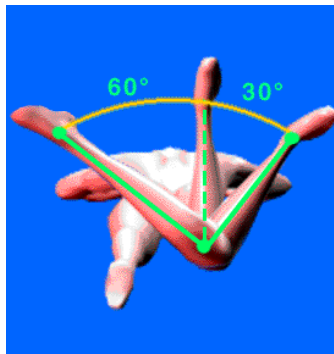


Figure 12 : Rotation de hanche

f) Le mouvement de circumduction de la hanche

Comme pour toutes les articulations à trois degrés de liberté, le mouvement de circumduction de la hanche se définit comme étant la combinaison des mouvements élémentaires simultanément autour des trois axes. Lorsque la circumduction est poussée jusqu'à son amplitude extrême, l'axe du membre inférieur décrit dans l'espace un cône dont le sommet est occupé par le centre de l'articulation coxo-fémorale : c'est le cône de circumduction. Ce cône est irrégulier car les amplitudes extrêmes ne sont pas égales dans toutes les directions de l'espace. La trajectoire décrite par l'extrémité du membre

inférieur n'est donc pas un cercle mais une courbe sinueuse parcourant différents secteurs de l'espace déterminés par l'intersection des trois plans de référence : plan sagittal dans lequel s'effectuent les mouvements de flexion-extension, plan frontal dans lequel s'effectuent les mouvements d'abduction-adduction et plan horizontal dans lequel s'effectuent les mouvements de rotation.

4. Facteurs de coaptation de l'articulation (figure 13)

La coaptation de l'articulation est permise tout d'abord par la profondeur de l'acétabulum, recouvrant la tête fémorale en position de rectitude. Comme l'acétabulum est limité à une demi sphère, la tête fémorale ne peut pas être retenue mécaniquement uniquement par le cotyle osseux. Celui-ci est augmenté au niveau de sa surface par le bourrelet cotyloïdien qui approfondit le cotyle, permettant ainsi à la cavité cotyloïdienne de dépasser la demi sphère et de créer ainsi un couple d'emboîtement. Le bourrelet cotyloïdien permet donc de retenir la tête fémorale.

De plus, la zone orbiculaire de la capsule articulaire, permet un rétrécissement de la capsule et favorise l'enclassement de la tête fémorale contre l'acétabulum.

La pression négative intra articulaire, et la tension des ligaments passifs et actifs favorisent aussi une meilleure cohésion des surfaces articulaires.

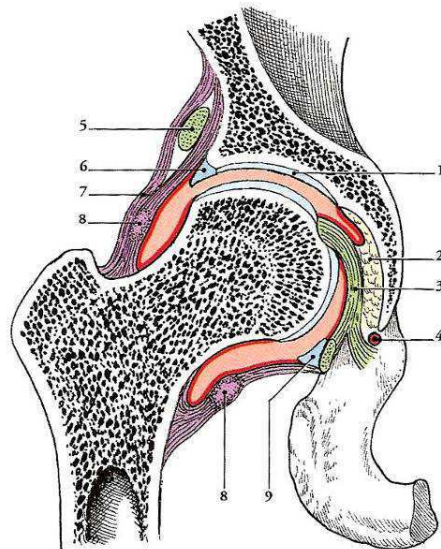


Figure 13 : Facteurs de coaptation de la hanche (d'après Kamina⁵³)

5. Facteurs musculaires et osseux de la stabilité de la hanche

La stabilité de la hanche est assurée par des facteurs musculaires et architecturaux. Les muscles pelvi trochantériens et fessiers (surtout petit et moyen fessiers), ont une force coaptatrice du fait de leur direction de traction proche de celle du col fémoral. Ils sont ainsi appelés muscles appendeurs de la hanche.

L'orientation du col fémoral, dans le plan frontal et horizontal, intervient aussi dans la stabilité de la hanche. Une coxa valga favorisera la luxation pathologique dans les mouvements d'adduction, en renforçant la composante luxante des muscles adducteurs. De même, une antéversion excessive du col favorisera la luxation pathologique dans les mouvements de rotation externe.

Ces facteurs sont à prendre en considération lors d'une arthroplastie totale de hanche pour assurer la stabilité de la prothèse : l'orientation des pièces fémorales et acétabulaires, le respect de l'offset pour la tension adéquate des muscles fessiers et le respect et la reconstruction musculaire au niveau de la voie d'abord seront autant de facteurs gage d'une bonne stabilité prothétique.

II. Historique des PTH et origine de la fixation sans ciment ^{54 55 56 57 58}

La prothèse totale de hanche a révolutionné le traitement de l'arthrose invalidante pour des millions de patients. Elle repose sur une technique chirurgicale qui a évolué depuis la fin du XIX^e siècle. De nombreux matériaux ont tout d'abord été interposés entre la tête du fémur et le cotyle pour tenter de remplacer le cartilage perdu (plâtre, buis, caoutchouc, plomb, zinc, cuivre, or, argent, fragment de vessie de porc...). Cependant, aucun ne donna satisfaction étant trop fragile, trop mou ou trop toxique.

Les premiers résultats convaincants seront obtenus en 1923 par Smith-Petersen. Ce jeune chirurgien américain a l'idée d'interposer une cupule de verre entre les deux surfaces de la hanche (figure 14). Cette lentille de quelques millimètres doit « guider le travail de réparation de la nature » pour produire du fibrocartilage. C'est à cette période que commence la première fabrication industrielle des prothèses de hanche, ce modèle de cupule en verre étant alors fabriqué par un verrier du Massachusetts, McAllister Bicknel. Cependant, toutes les cupules en verre implantées casseront et Smith-Petersen devra réopérer la totalité de ses patients. Par la suite, il remplacera le verre par des matériaux plus solides (Viscaloïde[®] 1925, Pyrex[®] 1933, Bakélite[®] 1937, Vitalium[®] 1938).

A la même époque, Hey-Groves (1922) propose une autre approche (figure 15) : il remplace la totalité de la tête fémorale par une sphère en ivoire. Cette intervention restera un cas isolé, bien que le résultat soit satisfaisant quatre ans après.

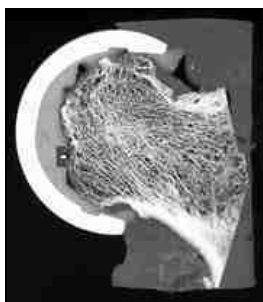


Figure 14 : Lentille de verre de Smith-Petersen

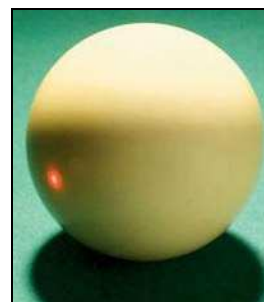


Figure 15 : Sphère d'Ivoire de Hey-Groves

En 1946, les frères Judet conçoivent la première prothèse qui sera posée en nombre. Ils remplacent la tête fémorale par une sphère de Plexiglas (métacrylate de méthyle) de même diamètre, fixée sur un pivot traversant de part en part le col du fémur (figure 16). A court terme les résultats sont bons, mais ils s'avèreront décevants à moyen terme, du fait des particules d'usure de l'acrylique (qui sera abandonné en 1949 au profit du métal).

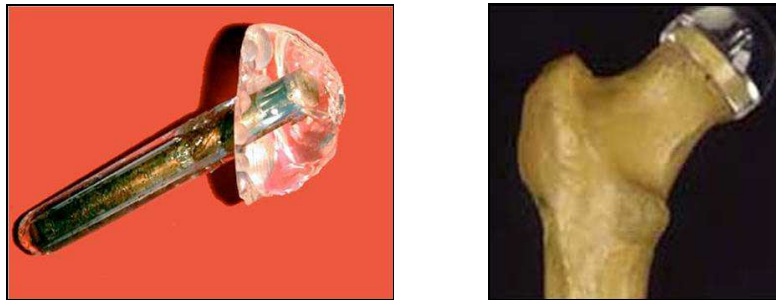


Figure 16 : Prothèse de Judet

A cette époque, le problème rencontré par les chirurgiens est la mauvaise fixation à l'os de la nouvelle tête du fémur. Austin Moore propose alors en 1950 une méthode de fixation révolutionnaire: la tête métallique sera portée par une tige fichée dans le canal médullaire du fémur (figure 17).



Figure 17 : Prothèse de Moore

Cependant, l'usure du cartilage est double dans l'arthrose: elle touche la tête fémorale mais également le cotyle. McKee reprend donc l'idée d'utiliser le couple métal-métal proposé par Wiles avant la seconde guerre mondiale pour que la tête métallique s'articule dans le cotyle osseux recouvert d'une coque métallique (figure 18).

De 1956 à 1960, 26 personnes seront opérées. Les résultats sont plutôt satisfaisants à plus de 10 ans, mais dans 10 cas sur 26 il y aura un échec par descellement.



Figure 18 : Prothèses de McKee

Dans les années 60, Charnley propose l'utilisation d'un cotyle en plastique dur (polyéthylène), associé à une toute petite tête fémorale métallique de diamètre 22 mm (figure 19). Le moyen de fixation retenu est déjà utilisé par les dentistes ; l'utilisation du polyméthacrylate de méthyle, qu'il appellera « ciment à os ».



Figure 19 : Prothèse de Charnley

Devant les résultats de Charnley, McKee évoluera progressivement pour finalement utiliser la cimentation (1960) et le couple métal/polyéthylène (1974).

A partir des années 1970, deux axes de recherche s'offrent aux chirurgiens : la recherche de nouveaux couples de frottement autres que le métal-polyéthylène, et une méthode de fixation plus performante que le ciment. Le développement des prothèses non cimentées prend en compte le dessin des implants, les propriétés des alliages les composant, et leur état de surface.⁵⁹⁻⁶¹

Ces premières expériences ont montré que la fixation des PTH non cimentées fait appel à deux principes : la *fixation primaire* et la *fixation secondaire*.

La *fixation primaire*, qui définit la stabilité primaire, est obtenue au moment même de l'implantation. Elle est conditionnée par la forme de l'implant, par la technique de mise en place mais aussi par l'état de surface et la rugosité ; le dessin et la géométrie des implants permettent une macrostabilité et l'état de surface leur permet une microstabilité⁶².

Au niveau des cupules, cette stabilité primaire est obtenue soit par effet *press-fit* (cupule impactée en force dans la cavité acétabulaire préalablement préparée), pouvant être amélioré par une fixation complémentaire au moyen de pointes, de vis ou d'ergots, soit par *vissage* (cupules ou anneaux vissant, dont la face externe comporte un pas de vis), ou enfin par *simple appui* (cupules appuyées implantées sans encastrement en force et dont la stabilité primaire est assurée par vissage).

Au niveau du fémur, la stabilité primaire des tiges non cimentées repose sur deux concepts : les *tiges autobloquantes* droites, de section rectangulaire, comportant un blocage diaphysaire par effet de coin, parfois associé à un remplissage métaphysaire permettant un blocage réparti sur toute la tige, et les *tiges anatomiques* comportant une partie métaphysaire proche de l'anatomie permettant un remplissage proximal optimal et assurant un blocage de type « press-fit » dans la région métaphysaire. Le concept de tige fémorale réalisée sur mesure après analyse tomodensitométrique du fémur représente l'optimisation du concept de tige anatomique⁵⁸. Quel que soit le principe mécanique de

fixation primaire, à l'acétabulum ou au fémur, la stabilité primaire est améliorée par la rugosité de la surface et par la réalisation de macrostructures externes telles que des rainures, des écailles, des pointes de diamant, des ergots, un pas de vis, des ailettes, des picots⁶³.

La *fixation secondaire*, dite biologique, est acquise par une repousse osseuse au contact de l'implant, correspondant à l'ostéo-intégration, garante de la stabilité de la fixation à long terme. Cette réhabilitation osseuse de la surface de l'implant est sous la dépendance de l'état de revêtement de la prothèse dont le relief de la face externe va permettre la pénétration d'os dans les anfractuosités de la surface et augmenter ainsi la surface de contact entre l'os et la prothèse. Elle dépend de l'aspect du revêtement qui peut être constitué de reliefs de profondeur variable, microreliefs (10µm), structures microporeuses (100 à 1000 µm), structures macroporeuses ou macroreliefs (> 1 mm) avec un effet mécanique. Mais le revêtement peut aussi être bioactif (projection de céramique phosphocalcique, le plus souvent hydroxyapatite) apportant un effet biologique⁵⁸.

III. Le Matériau Alumine

1. Historique du couple céramique-céramique dans les PTH 64

L'origine du terme « céramique » vient du grec *kéramos* : « argile » ou « terre à potier ». Il s'agit d'une terre cuite qui, après exposition à la chaleur, subit une transformation définitive. Dans les prothèses de hanche contemporaines, le couple de frottement est devenu le facteur principal de la longévité prothétique⁶⁵. En effet, les descellements peuvent avoir une origine mécanique, c'est-à-dire liée aux contraintes existantes sur les matériaux et sur l'os, ou, de façon plus importante, une origine biologique⁶⁶ : Les matériaux prothétiques, et notamment les débris d'usure, induisent des réactions ostéolytiques. Lorsque l'ostéolyse est importante, un descellement survient. Parfois, il existe des descellements mixtes, les facteurs biologiques et mécaniques étant associés. La recherche de l'amélioration des couples de frottement s'est développée à partir des années 1970. Ainsi, le Dr Boutin développa, en collaboration avec la société Ceraver, une prothèse de hanche composée d'une tête fémorale et d'un insert en céramique d'alumine (Al_2O_3) en 1970. Ce type de prothèse fut implanté pour la première fois à la clinique Marzet à Pau.^{26, 64, 67} En 1977 à Paris, le Professeur Sedel commença à utiliser le couple céramique-céramique avec un cotyle en céramique d'alumine massive cimenté ainsi qu'une tige en titane cimentée. Parallèlement en Allemagne, la société Friedrichsfeld commence à s'intéresser aux applications de la céramique en orthopédie. Durant les années 1970, le professeur allemand Mittelmeier, en coopération avec la société Osteo, développa une prothèse de hanche non cimentée avec une tête fémorale et un insert en céramique d'alumine. Ces types de prothèse ont été implantés pour la première fois en 1974 en Allemagne à Homburg/Saar⁶⁴. Le développement de cette biocéramique a été mené pour la société Feldmüle, qui deviendra la société Ceramtec AG. La céramique de Zircon (ZrO₂) a été introduite en France par le groupe Saint-Gobain Norton Desmarquest en 1985 puis aux Etats-Unis en 1989. Pour des raisons techniques, la production de ce type de céramique a été abandonnée par le groupe en 2001. La dernière génération de céramiques massives est composée de céramiques composites, dont la céramique delta® est l'élément le plus représentatif. Il s'agit d'une

céramique avec une matrice d'alumine mais incluant des particules de zircon tétragonal qui servent d'amortisseurs, car plus élastiques, et des particules d'oxyde de chrome qui servent alors de diffuseurs de contraintes, permettant à l'alumine de devenir moins fragile. Il est proposé aujourd'hui une grande gamme de couples de frottement pour prothèse de hanche de même que pour les prothèses de genou, avec des tests en simulateur très séduisants mais seuls les résultats cliniques pourront confirmer l'intérêt de ces types de céramique.

2. Composition et propriétés de l'alumine^{33, 68, 69}

La céramique d'alumine utilisée dans les PTH est une céramique dense polycristalline obtenue à partir de poudre d'oxyde d'aluminium compressée à très haute température (1600°C). Ce matériau est stable et chimiquement inerte. Il est d'une très grande pureté (>99.5) et de haute densité (>3.94), qui résiste à la corrosion in vivo. Sa mouillabilité est plus élevée que celle des métaux et polymères (angle $\alpha = 44^\circ$) et offre une lubrification articulaire optimale. La fabrication de cette alumine « chirurgicale » requiert une très haute technologie et des contrôles sévères, qui sont détaillés dans le chapitre suivant, dont dépendent étroitement ses propriétés biologiques et mécaniques.

Ses propriétés mécaniques sont directement influencées par la qualité du matériau (densité, pureté, taille des grains) et se sont nettement améliorées au cours du temps. Par ailleurs, il s'agit d'un matériau très dur. Sa résistance aux rayures est de 30 à 40 fois plus élevée que celle des alliages métalliques, ce qui lui confère une résistance exceptionnelle à l'usure. Par ailleurs, l'alumine est un matériau extrêmement rigide, ($E = 380$ GPa) respectivement 100 et 300 fois plus rigide que les polymères et l'os, possédant une faible capacité de déformation et d'absorption des chocs. Cette rigidité entraîne des conséquences multiples : tout d'abord, la sphéricité des surfaces de frottement doit être très précise, afin d'obtenir une parfaite congruence, de diminuer au maximum les contraintes locales et de permettre une bonne lubrification de l'interface.

Par ailleurs, la différence d'élasticité entre la céramique d'alumine et l'os augmente les contraintes en cisaillement au niveau de l'interface, expliquant ainsi les difficultés de fixation des cotyles d'alumine massive rencontré dans le passé^{20, 35, 70-73}.

Enfin, l'alumine présente une faible résistance à la fracture, faisant de ce matériau un matériau « fragile » au sens mécanique, avec une déformation sous contrainte linéaire sans déformation plastique, jusqu'à la fracture. Certaines études ont ainsi insisté sur le risque fracturaire de la céramique en orthopédie, mais la plupart utilisaient une qualité de matériau médiocre et/ou une conception et un dessin des implants inadaptés. Le risque de fracture actuel le plus élevé est estimé à 1/2000 sur une période de 10 ans, du fait de l'amélioration des procédés de fabrication, des contrôles rigoureux de la qualité et des produits finis (diamètre de tête, angle et rugosité du cône morse), et l'utilisation d'une technique chirurgicale adaptée. Ce risque fracturaire reste comparable au risque de fractures d'autres matériaux tels que les polymères et métaux^{34, 69, 74}.

Concernant les propriétés tribologiques de la céramique, son usure apparaît essentiellement par excavation des grains, et dépend de ses propriétés physico-chimiques (mouillabilité, dureté), de sa qualité (taille des grains), du dessin des implants (sphéricité, fini de surface, « clearance » ou jeu articulaire) et enfin de la position des implants. Le couple alumine-alumine offre un très faible taux d'usure, plus faible que le métal-métal ou métal-polyéthylène. In vitro, le taux d'usure se situe entre 0.03 et 16 microns par millions de cycles dans des conditions normales^{33, 39, 69}. Ces résultats ont été confirmés in vivo, avec des taux d'usure linéaire variant de 0.025 à 5 microns par an sur des cotyles stables^{28, 75}, alors que le couple métal-polyéthylène donne des taux d'usure variant habituellement entre 100 et 200 microns par an. Les résultats en terme d'usure volumétrique sont encore plus éloquentes avec un taux d'usure d'environ 2000 à 5000 fois plus faible que celui du couple métal-polyéthylène et 40 fois plus faible que celui du couple métal-métal. De plus, le couple alumine-alumine possède un coefficient de friction très bas, qui diminue initialement puis se stabilise à 0.006 après une courte période de rodage, contrairement au couple métal-polyéthylène qui lui, augmente initialement puis se stabilise aux environs de 0.1^{29, 76}.

Concernant les propriétés biologiques de la céramique, il s'agit d'un matériau biologiquement inerte, qui provoque une réponse tissulaire très pauvre. Son implantation intraosseuse aboutit soit à une réaction fibreuse, soit à un contact direct, en fonction de la forme de l'implant (massif ou particules) et des conditions mécaniques locales^{35, 68, 77-80}. En l'absence de contraintes mécaniques, le taux de contact direct entre la céramique d'alumine massive et l'os varie de 70 à 100%, mais il n'existe aucune liaison chimique. Le contact direct est favorisé par les forces en compressions, alors que les forces en cisaillement favorisent la formation d'une membrane fibreuse au niveau de l'interface.

Au cours du temps, la qualité de la céramique n'a cessé de s'améliorer. Ainsi, dans les années 80, elle possédait une densité peu élevée et une porosité relativement importante, surtout en raison de la grosseur de ses grains. Depuis, sa densité a augmenté, sa porosité a diminué et la taille maximale des grains est passée de 50 microns en 1970 à moins de 5 microns dans les années 1990^{28, 33}. Ceci a été permis par l'amélioration des procédés de fabrication, en particulier du procédé high isostatic pressure (HIP)⁶⁹. Par conséquent, les propriétés mécaniques et tribologiques de la céramique ont été améliorées, avec une diminution du risque de fracture.

IV. Fabrication des implants céramique ⁸¹

La fabrication des implants commence tout d'abord par l'élaboration de la poudre d'oxyde d'aluminium. Les composants sont filtrés, mélangés et purifiés sous forme d'une « barbotine » (alumine + eau). La barbotine est ensuite atomisée, ce qui permet d'obtenir une poudre fine et sphérique. Les premières générations d'alumine étaient issues de poudre pure à 99,5%. Des contaminants tels que les silicates pouvaient créer des phases vitreuses sur les extrémités du cristal de céramique et ainsi dégrader ses propriétés mécaniques ⁸¹. L'utilisation de poudre d'alumine de meilleure qualité et l'amélioration des procédés de fabrication permettent d'obtenir une poudre ayant une granulométrie plus fine et un degré de pureté plus élevé, entre 99,7 et 99,9%. ⁸¹

Compressage et usinage :

La poudre d'alumine est compressée pour former un cylindre compact mais dont la dureté est encore très faible (figure 20). Ce cylindre est constitué de particules agglomérées dont la densité est 50 fois inférieure à la densité finale. Ce cylindre sera alors usiné pour donner la forme souhaitée (tête ou insert) (figure 21).



Figure 20 : Compressage de la poudre d'alumine. (Photos CeramTec)

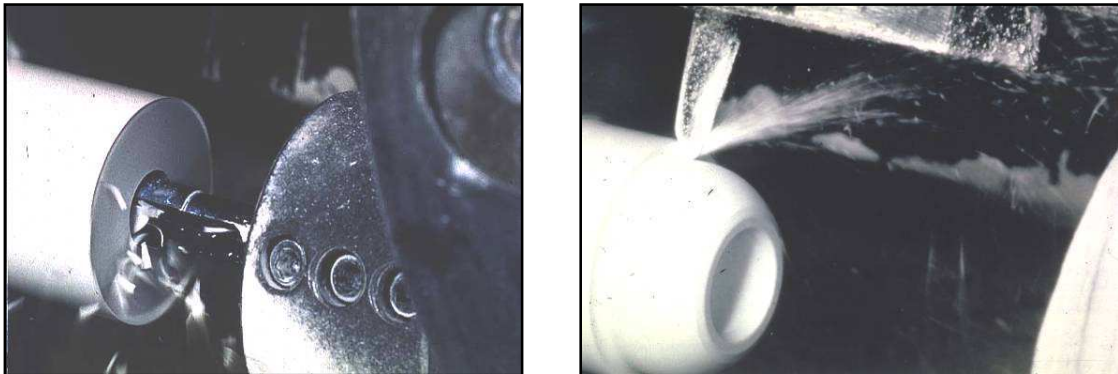


Figure 21 : Usinage des pièces. (Photos CeramTec)

Frittage :

Le frittage (figure 22) est le procédé de cuisson qui consiste à transformer les particules agglomérées en corps dense microcristallin ⁸¹. La température de cuisson se situe entre 1400 et 1500°C. Les particules (grains de la poudre) se soudent les unes aux autres, en éliminant la plupart des pores ou des cavités interstitielles, et, en conséquence, le corps se contracte et durcit, tout en gardant sa forme de départ. Après frittage, le volume de la pièce se trouve donc réduit de façon importante, avec une porosité très faible.

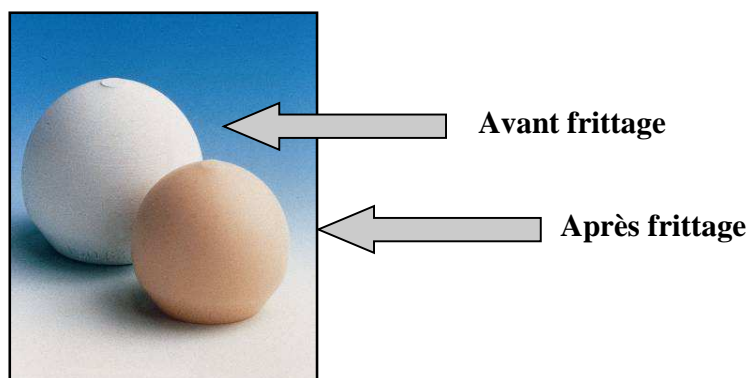


Figure 22 (Photos CeramTec)

Traitement “Hot Iostatic Pressing” (HIP) :

Le procédé de frittage appelé « Hot isostatic pressing » a été introduit en 1995. La combinaison de la température et de la pression (> 1000 bars) permet de réduire la taille des grains et d'augmenter la résistance mécanique. Les températures utilisées dans le processus HIP sont inférieures aux températures de frittage classique : ceci permet de réduire la vitesse de croissance du grain dont la taille moyenne sera inférieure à $2 \mu\text{m}$ (avant ce type de traitement, la densité de la céramique d'alumine frittée était comprise entre $3,94$ et $3,96 \text{ g/cm}^3$). Lorsqu'une tête fémorale frittée est soumise au processus d'HIP, une densité maximale de $3,98 \text{ g/cm}^3$ est atteinte, proche de la densité théorique.

Ce processus permet l'optimisation des propriétés du matériau telles que la densité, la taille du grain ainsi que leur répartition plus homogène (figure 23).

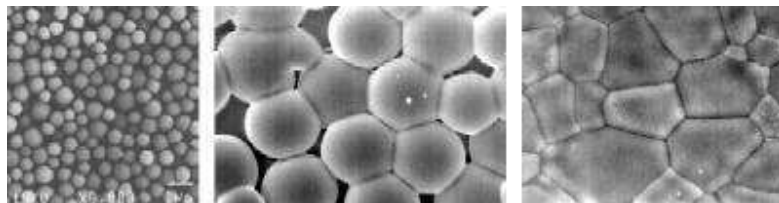


Figure 23 (Photos CNRS DAE)

Rectification :

Les pièces sont ensuite rectifiées pour obtenir la géométrie finale (figure 24).

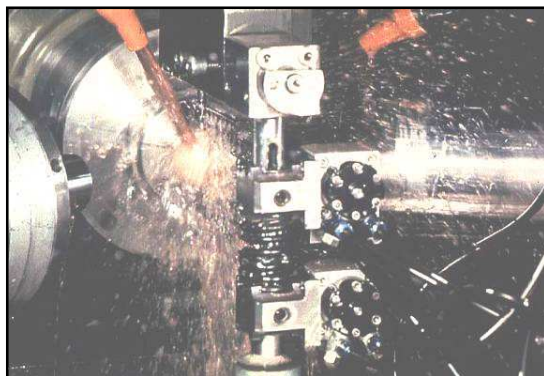


Figure 24 : Rectification (Photos CeramTec)

Polissage :

Le polissage a pour but d'obtenir l'état de surface et la géométrie exigés par la norme (figure 25).



Figure 25 : Polissage (Photos CeramTec)

Contrôle de la sphéricité :

De multiples contrôles sont ensuite effectués avant l'autorisation de mise sur le marché de chaque pièce :

- Contrôle visuel (aspect, défauts, etc.)
- Contrôle à la loupe binoculaire.
- Contrôle au microscope.
- Contrôle de la dimension du cône de la tête, (zone permettant l'impaction en force de la tête sur le col de la prothèse)
- Bain de pétrole (visualisation à l'ultra violet)

Au total plus de trente contrôles sont effectués.

Chapitre 2

SURVIE A LONG TERME DES IMPLANTS CERAMIQUE-CERAMIQUE DANS LES PTH SANS CIMENT⁸²

INTRODUCTION

Il existe encore de nombreuses inquiétudes chez certains chirurgiens concernant l'utilisation des PTH avec un couple de frottement céramique-céramique. Parmi ces inquiétudes figurent la stabilité de la fixation des implants dans le temps, les problèmes de fracture de céramique, ou encore les problèmes de bruit. Bien que ce couple de frottement soit à l'heure actuelle reconnu comme le moins générateur d'usure par des études *in vitro* et *in vivo*^{27, 83-86}, la littérature est relativement pauvre sur l'étude à long terme des PTH modernes, sans ciment, avec un tel couple de frottement. Récemment, des causes d'échec mécaniques ont été rapportées dans la littérature avec la troisième génération d'alumine, mais il s'agissait d'inserts sandwichs céramique-polyéthylène et ces échecs sont probablement dus à une mauvaise fixation du sandwich et un fluage du polyéthylène^{87, 88}. Le service des Professeurs Carret, Béjui-Hugues et Guyen (Pavillon T, Hôpital Edouard Herriot, Lyon), est progressivement passé de la fixation cimentée à la fixation sans ciment dans les prothèses totales de hanche de 1995 à 1998. L'utilisation du couple céramique-céramique a débuté en octobre 1999 avec des implants sans ciment. Depuis novembre 1999, plus de 1600 implants céramique-céramique ont été posés : jusqu'en avril 2002, le service du pavillon T ne disposait que de têtes céramique de

diamètre 28 mm puis à cette date sont apparues des têtes de diamètre 32 mm et en 2003 des têtes de diamètre 36 mm. A partir d'octobre 2005, toutes les prothèses totales de hanche céramique-céramique sont implantées par technique chirurgicale assistée par ordinateur (système de navigation chirurgicale Amplivision), afin d'optimiser le positionnement relatif des deux implants. Fort de cette expérience, l'objectif de ce travail était d'étudier le devenir, à long terme (9 ans de recul moyen) des 100 premières prothèses totales de hanche à couple de frottement céramique-céramique implantées dans ce service, afin de pouvoir analyser la survie, mais aussi les échecs et les complications pour en retirer les éléments essentiels permettant d'obtenir par la suite des résultats fiables et durables avec le couple de frottement céramique.

Cette étude a été publiée comme article original dans le journal *International Orthopaedics* (2011), disponible avec les références: Chevillotte et al : Nine years follow-up of 100 ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty. *Int Orthop* (2011) 35:1599-1604.

MATERIEL et METHODE

I. Implants chirurgicaux

Les implants décrits à ce chapitre sont les implants de référence utilisés pour les différentes études de ce mémoire, sauf indication contraire.

1. Le cotyle horizon

a) Présentation générale du produit

Le cotyle Horizon fait partie de la gamme de cotyle sans ciment de 1^{ère} intention de la société Amplitude. Il est commercialisé depuis 1999.



Le cotyle Horizon[®] permet de mettre en œuvre un couple de frottement céramique d'alumine-céramique d'alumine. L'utilisation de ce cotyle se fait exclusivement avec des têtes fémorales en céramique d'alumine.

b) Description du cotyle

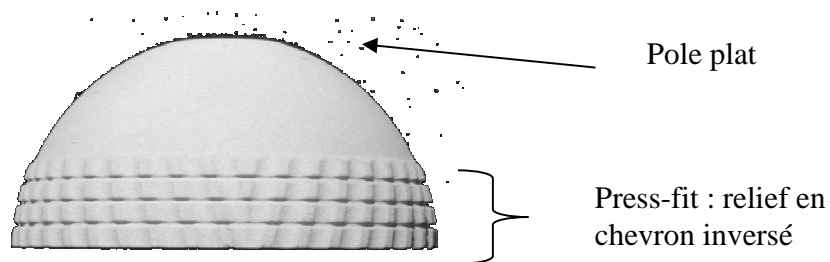
➤ Cupule métallique

Le cotyle Horizon[®] est destiné à être fixé sans ciment par effet de « press-fit », pouvant être complété par une ou plusieurs vis à os spongieux idéalement bi-corticales.

La cupule métallique est hémisphérique avec un pôle plat supérieur. Ce « plat » limite le risque d'être en appui osseux dans cette zone à défaut, et d'être en appui au niveau équatorial où se situe l'ancrage primaire : « le press-fit ».

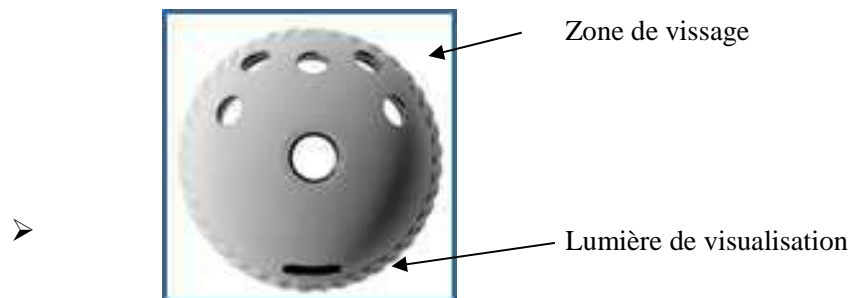
Le press-fit situé en zone équatoriale de la cupule est constitué d'un relief en « chevron inversé ». Les rainures équatoriales évitent la protusion et l'extrusion du cotyle par rapport à l'os. Les rainures inversées longitudinales assurent la stabilité en rotation. Ce relief est surdimensionné par rapport au diamètre de la cupule, réalisant une surélévation de + 1 mm au diamètre.

La cupule métallique, réalisée en alliage de titane (TA6V ELI) implantable est recouverte de 80µm d'hydroxyapatite (HAP) sur sa surface convexe afin de favoriser l'ancrage secondaire.



Dans la zone inférieure du cotyle Horizon, se présente une « lumière » permettant de visualiser si l'impaction du cotyle prothétique dans l'os est satisfaisant.

Dans la zone supérieure du cotyle Horizon, il y a la possibilité d'implanter au maximum cinq vis à spongieux. Ces vis de diamètre 6,5 mm sont spécifiques au cotyle Horizon. La tête des vis ne dépasse pas dans la partie concave du cotyle. Lors de leur implantation, les vis peuvent être orientées.



Insert céramique d'alumine :

Les inserts sont en céramique d'alumine Biolox Forte (Ceramtec) : céramique d'oxyde d'aluminium. Ils sont affleurant au bord du métal back et ne sont pas protégés par un anneau de titane en surélévation comme sur certains autres modèles.

La fixation de l'insert céramique (de 3^{ème} génération) se fait par l'intermédiaire d'un cône morse à 18°.

L'épaisseur minimale de l'insert céramique est de 6.5 mm pour le fond de l'insert, et de 5.8 mm sur les bords.

Les inserts existent dans une version pour têtes fémorales de 28, 32 et 36 mm.



La « clearance » moyenne entre la tête céramique et l'insert cotyloïdien est comprise entre 20 et 80 µm.

Un insert peut être compatible pour deux diamètres de cupule métallique.

Un insert en céramique d'alumine Biolox Forte peut être associé avec une tête en céramique Biolox Forte et Delta.

Les têtes métalliques ne doivent pas être associées aux inserts céramiques.

c) Gamme d'implants

Les cupules métalliques sont déclinées en 9 tailles : du diamètre 48 mm au diamètre 64 mm avec un incrément de 2 mm entre deux tailles.

Les inserts sont disponibles pour des têtes de diamètre 28, 32 et 36 mm. Pour des raisons d'épaisseur d'alumine suffisante, certains inserts ne sont pas disponibles pour les petites tailles de cupule métallique. Par exemple pour un cotyle de diamètre extérieur de 48 mm, s'il lui était associé un insert pour tête de 32 mm, il resterait 8 mm au rayon à répartir entre l'épaisseur de la cupule métallique et l'insert en céramique, ce qui est beaucoup trop faible. C'est la raison pour laquelle les inserts pour tête de diamètre 32 mm sont disponibles à partir de la taille 50 mm et pour les têtes de diamètre 36 mm à partir du diamètre 56 mm.

Sur le schéma ci-dessous est représentée la gamme de cupules métalliques et d'inserts par taille de tête fémorale. Un insert peut être compatible pour deux diamètres de cupule métallique : l'insert a la même épaisseur et c'est l'épaisseur de la cupule métallique qui varie en fonction de la taille.

Par exemple, l'insert 39/28 peut être implanté avec une cupule de diamètre 50 et 52 mm. Dans la désignation 39/28 de l'insert : 39 désigne le diamètre en haut du cône et 28 le diamètre de la tête.

Gamme des cupules métalliques



Inserts pour tête 28 mm



Inserts pour tête 32 mm



Inserts pour tête 36 mm



Compatibilité des tailles de cupules avec les tailles d'inserts

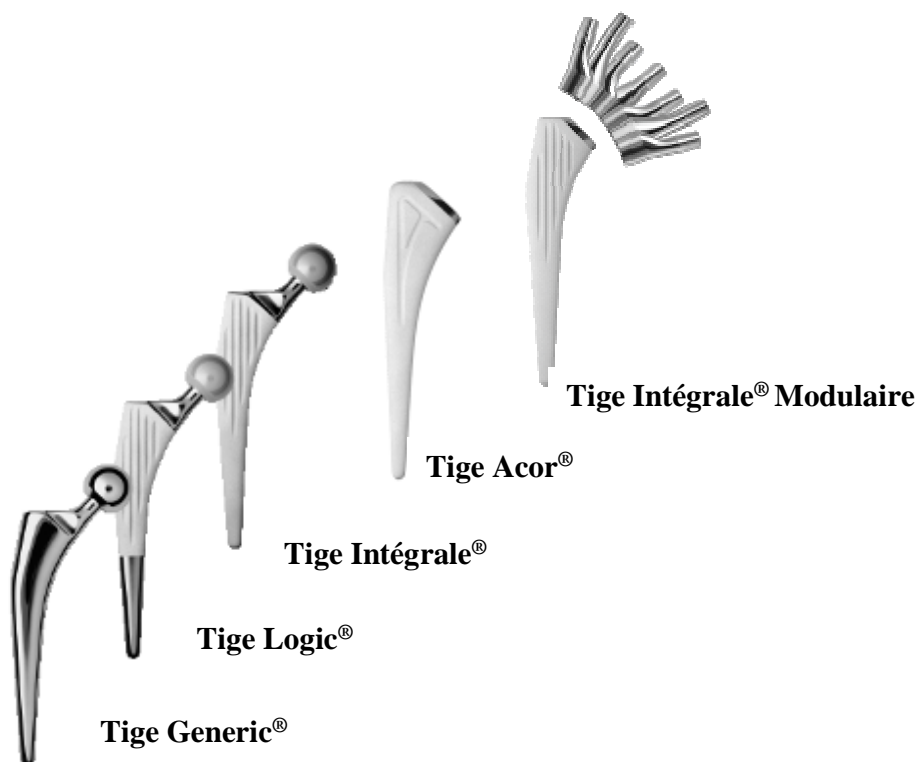
2. La tige intégrale

a) Présentation générale du produit

La tige Intégrale® fait partie de la gamme de tige de 1^{ère} intention de la société Amplitude.

Elle est commercialisée depuis 1999.

Il s'agit d'une tige droite destinée à être fixée sans ciment.

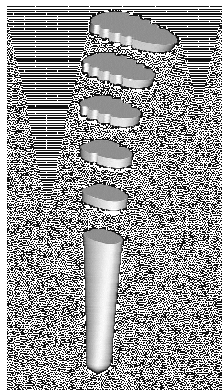


b) Description de la tige fémorale

La longueur de col est identique, quelle que soit la taille, 38.3 mm entre le sommet du cône et la résection cervicale (soit 34 mm entre la résection cervicale et le centre de tête en col moyen).

L'angle cervico-diaphysaire est identique quelle que soit la taille, 137°.

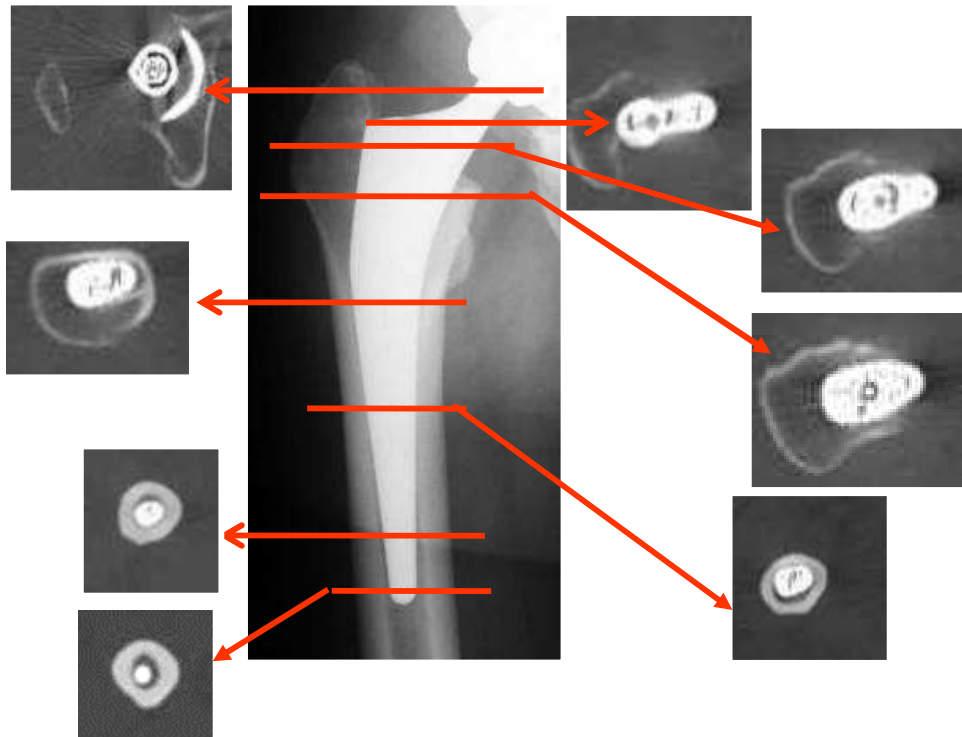
La forme des sections composant la tige est de forme ovale sans angle vif afin de répartir les contraintes et d'avoir un remplissage osseux optimal. La progression entre chaque taille est homothétique.



Forme ovoïde
Absence d'angle vif

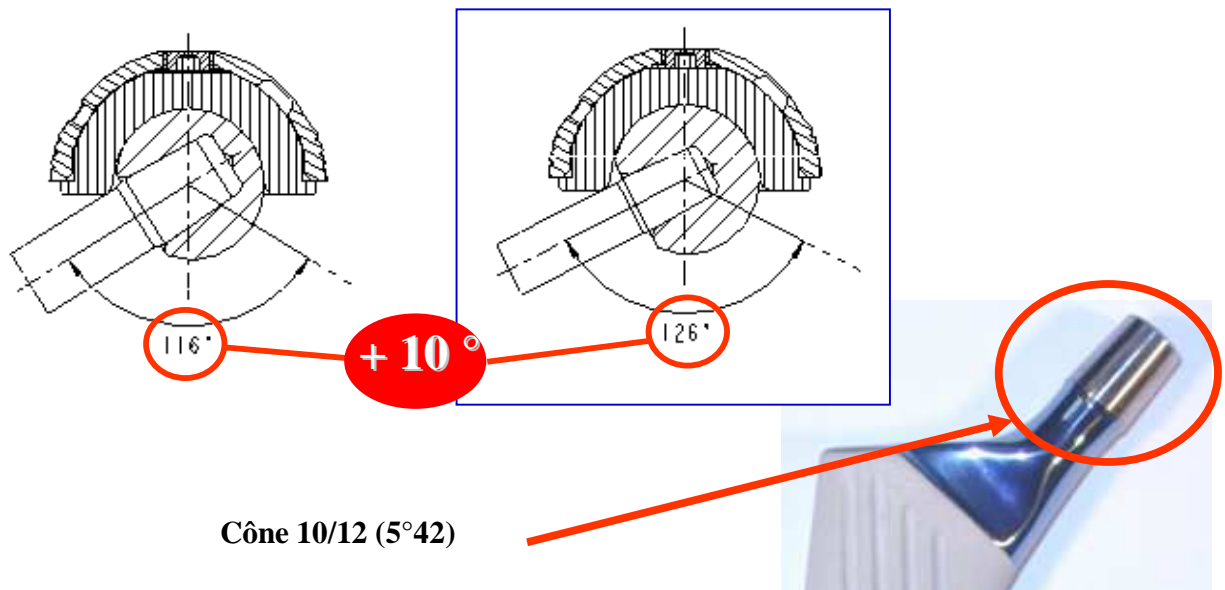


Remplissage métaphyso-diaphysaire :



Afin de faciliter l'amplitude de mouvement tout en réduisant le risque de luxation par effet de levier, la tige présente un cône de petite taille 10/12 et d'angle $5^{\circ}42'$.

Ce cône de petite taille offre un débattement angulaire plus important de 10° , par rapport à un cône 12/14.



La tige Intégrale[®] de 1ère intention est réalisée en alliage de titane (TA6V ELI) implantable.

La partie proximale présente des rainures longitudinales d'environ 2 mm^2 de section, destinées à favoriser l'ancrage osseux. En partie haute, ces rainures ne sont pas débouchantes pour faire obstacle aux particules d'usure. En partie basse, elles s'arrêtent à mi-longueur environ et sont débouchantes pour faciliter l'extraction si nécessaire.

En dehors des parties recouvertes d'HAP et du cône, les surfaces sont polies miroir (jonction cône tige).

Un revêtement d'HAP, d'une épaisseur d'environ $80 \mu\text{m}$, est présent sur toutes les parties en contact avec l'os.

3. Les têtes fémorales :

Les têtes fémorales pour la tige Intégrale sont disponibles en deux matériaux :

- Tête fémorale métallique M30NW
- Tête Céramique d'alumine BioloX® Forte

Les têtes sont disponibles en 3 diamètres et 3 longueurs de col

Pour l'utilisation avec le cotyle Horizon, seules les têtes en céramique d'alumine sont utilisées.



Têtes Alumine

Ø 28 Col court (-3.5 mm)
Ø 28 Col moyen (0 mm)
Ø 28 Col long (+3.5 mm)

Ø 32 Col court (-3.5 mm)
Ø 32 Col moyen (0 mm)
Ø 32 Col long (+3.5 mm)

Ø 36 Col court (-3.5 mm)
Ø 36 Col moyen (0 mm)
Ø 36 Col long (+3.5 mm)

II. Description de la population étudiée

1. Epidémiologie

Nous analysons les 100 premières prothèses totales de hanche à couple de frottement céramique-céramique implantées dans le service de chirurgie orthopédique du membre inférieur des Professeurs Carret, Bėjui-Hugues et Guyen, au Pavillon T du Centre Hospitalier Edouard Herriot (Lyon). Il s'agit d'une étude rétrospective sur une série continue de patients. La première implantation a eu lieu en octobre 1999 et la 100^e PTH a été implantée en décembre 2000.

Ces 100 premières PTH à couple céramique-céramique ont été implantées chez 92 patients. La population comprenait 33 femmes et 59 hommes (sex-ratio = 1,8).

Il s'agissait de 50 hanches gauches et de 50 hanches droites.

Huit patients ont été opérés des 2 hanches durant cette période (2 femmes et 6 hommes).

Le poids et la taille étaient en moyenne de 75 kg et 169 cm. L'indice de masse corporelle moyen (IMC) était de 26 [16,9 ; 44,5].

L'âge moyen lors de la chirurgie était de 52,3 ans avec des extrêmes allant de 20 à 73 ans.

Les données épidémiologiques ont été regroupées dans le tableau 1.

100 hanches		
Sexe	Patients	92 (8 bilatérales)
	Femme	33
	Homme	59
Côté	Droit	50
	Gauche	50
Age lors de la chirurgie		52,3 [20 ; 73]
IMC lors de la chirurgie		26 [16,9 ; 44,5]

Tableau 1 : Population étudiée

2. Etiologies

L'indication de PTH était : une coxarthrose primitive dans 54 cas, une coxarthrose destructrice rapide (CDR) dans 2 cas, une coxite rhumatoïde dans 4 cas, une ostéonécrose aseptique dans 16 cas, une coxarthrose secondaire sur vice architectural (dysplasie, luxation congénitale, séquelle d'ostéochondrite, séquelle d'ostéoarthrite) dans 13 cas, une coxarthrose secondaire sur fracture du cotyle dans 5 cas, une reprise bipolaire dans 4 cas (dont 1 reprise sur fracture du cotyle), une fracture du col du fémur (démontage d'ostéosynthèse) dans 1 cas, et 1 désarthrodèse. Les étiologies sont regroupées dans le tableau 2.

Etiologies	Nombre
Coxarthrose primitive	54
Coxarthrose destructive rapide	2
Coxite rhumatoïde	4
Ostéonécrose	16
Coxarthrose secondaire (vice architectural)	13
Coxarthrose secondaire (fracture cotyle)	5
Reprise bipolaire	4
Fracture du col (démontage ostéosynthèse)	1
Désarthrodèse	1
Total	100

Tableau 2: Etiologies

3. Antécédents de la hanche avant l'intervention

Onze patients ont été opérés au moins une fois avant la mise en place de la prothèse. Les interventions sont rassemblées dans le tableau 3.

Type d'intervention	Nombre
Arthrodèse	1
PTH	4
Ostéosynthèse de fracture du col du fémur	1
Ostéosynthèse de fracture de cotyle	2
Ostéotomie de bassin	3

Tableau 3: Antécédents de la hanche avant l'intervention

4. Scores cliniques avant chirurgie

Le score de Harris (Annexe 2) en pré-opératoire était en moyenne de 41,4 et le score de Postel Merle d'Aubigné (PMA) (Annexe 3) en pré-opératoire était en moyenne de 7,9. Les résultats sont regroupés dans le tableau 4.

	Harris pré opératoire	PMA pré opératoire
Moyenne	41,4	7,9
Dev. std	7,5	1,9
Minimum	20	3
Maximum	60	13

Tableau 4: Scores cliniques avant chirurgie

III. Technique chirurgicale

La mise en place d'une prothèse totale de hanche céramique-céramique ne peut et ne doit se faire que sous certaines conditions, concernant le patient mais aussi la technique chirurgicale proprement dite ;

1. Planification

Le bilan radiographique pré-opératoire, avec une radiographie du bassin debout de face, (agrandissement 100%), et une hanche de profil, permet la réalisation d'une planification précise pour déterminer la hauteur de coupe au niveau du col fémoral, afin de respecter la longueur de membre voulu ainsi que l'offset, et de donner une idée de la taille des implants à utiliser (figure 26). Si le patient présente une inégalité de longueur des membres inférieurs en pré-opératoire, des clichés en bending sont réalisés pour apprécier la souplesse rachidienne et décider alors d'une égalisation des membres inférieurs lors de la réalisation de la PTH.



Figure 26: Planification pré-opératoire

2. Anesthésie

L'anesthésie était soit générale soit locorégionale (rachianesthésie). L'indication était posée en fonction de l'appréciation de l'anesthésiste et des désirs du patient.

3. Installation de l'opéré

Le patient était installé en décubitus latéral avec cales pubiennes et sacrées. Souvent, un coussin d'horizontalisation du membre inférieur opéré était mis en place (opérateur dépendant).

4. Voie d'abord

La voie d'abord était latérale, postéro externe pour 35 patients et antéro externe selon Hardinge pour 65 patients.

5. Temps cotyloïdien

La préparation acétabulaire était classique et associait la résection du bourrelet acétabulaire et l'ablation d'éventuels ostéophytes de l'arrière fond, avant la préparation du cotyle par des fraises de diamètre croissant. Après avoir testé, au moyen d'une cupule d'essai de la taille correspondant à la dernière fraise utilisée, la bonne congruence de l'acétabulum, une cupule définitive iso fit était impactée en force. L'orientation de celle-ci par rapport au plan horizontal était de 45° horizontal et 25° d'antéversion. Dans près de la moitié des cas (49/100), des vis étaient ajoutées de principe pour une meilleure stabilité primaire. En aucun cas, ces vis ont pallié à une stabilité primaire insuffisante.

6. Temps fémoral

La préparation fémorale s'effectuait de manière classique : cathétérisme du canal médullaire avec passage des alésoirs, puis des râpes standard, tout en tenant compte de l'antéversion, et en augmentant de taille jusqu'à ce que la râpe se bloque. La hauteur du centre de la tête fémorale était alors évaluée par rapport au sommet du grand trochanter, à

l'aide d'une tige métallique (trochantéromètre), pour évaluer l'enfoncement de la tige et le comparer avec la planification pré opératoire.

7. Mise en place d'un implant d'essai

La tige fémorale d'essai (râpe) était laissée dans le fût fémoral et un col d'essai de taille adaptée était mis en place. La réduction était alors effectuée, et l'opérateur réalisait un testing de la prothèse totale de hanche pour vérifier la bonne restitution des amplitudes articulaires, l'absence de conflits et la bonne restitution de la longueur du membre.

8. Fixation des implants définitifs

Une tige définitive totalement recouverte d'hydroxyapatite était alors impactée en force dans le fût fémoral, de la même taille que la râpe d'essai. Puis une tête céramique avec une longueur de col adéquate était alors impactée. Dans la totalité des cas, il s'agissait d'une tête de diamètre 28 mm. La réduction avec les implants définitifs s'effectuait alors de la même manière qu'avec les implants d'essai.

9. Fermeture

La fermeture capsulaire était réalisée par des points transosseux. La bandelette ilio-tibiale était fermée par deux hémi surjets, puis la fermeture du tissu sous cutané et de la peau ne présentait pas de particularités

10. Suites opératoires

Une radiographie de bassin de face post-opératoire immédiate sur table était réalisée (figure 27).

Dans l'ensemble des cas, le premier lever s'effectuait à J1, et pour la quasi-totalité (97/100), l'appui complet était autorisé d'emblée.

Dans 3 cas, l'appui était un appui soulagé (appui d'environ 50% du poids du corps) pour 45 jours :

- Suite à un trait de refend au niveau du calcar survenu en per-opératoire dans 2 cas.
- Suite à une greffe du cotyle dans 1 cas (reprise de PTH, avec un cotyle stade 3 de la SOFCOT évalué en per-opératoire).

Le drainage était enlevé en moyenne au 3^e jour post opératoire après la chirurgie.

Un traitement antithrombotique préventif par héparine de bas poids moléculaire (HBPM) était administré pendant 45 jours. En cas de risque thromboembolique grave, un traitement par HBPM à dose décoagulante (curative) était réalisé.

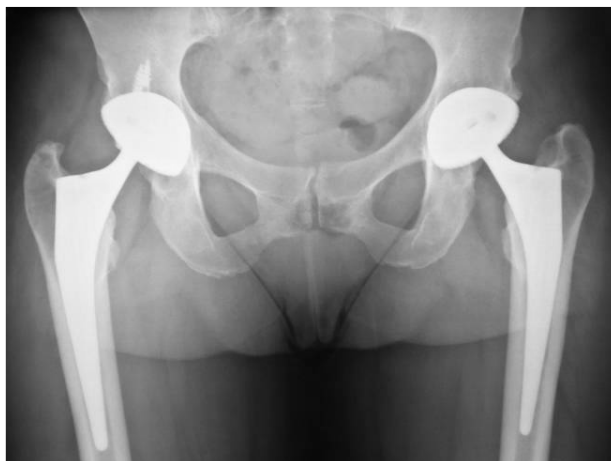


Figure 27 : Radiographie de contrôle post opératoire

IV. Méthodologie

1. Type d'étude

Il s'agissait d'une étude rétrospective.

2. Evaluation clinique

a) Epidémiologie

Les données épidémiologiques étaient recherchées sur les comptes rendus d'examens pré opératoire ou lors de la consultation d'anesthésie (poids, taille, antécédents chirurgicaux de la hanche opérée, étiologie de la pathologie de la hanche opérée)

b) Clinique pré et post-opératoire

L'évaluation fonctionnelle de la hanche a été effectuée au moyen des scores de Harris et de Postel Merle d'Aubigné⁸⁹⁻⁹¹. (Annexes 2 & 3)

Nous avons comparé les données de l'examen pré opératoire à celles de l'examen réalisé lors de la consultation la plus récente.

Les mobilités au dernier recul étaient également notées.

La présence de complications, notamment de squeaking, était systématiquement recherchée lors des visites de contrôle.

Par ailleurs, un questionnaire de OXFORD ^{92, 93} (Annexe 4) a été proposé à chaque patient au dernier recul. Ce score, composé de 12 questions conçues par des chirurgiens orthopédistes, est un questionnaire d'autoévaluation permettant de juger la satisfaction du patient vis-à-vis de sa prothèse. Le score va de 12 (excellent) à 60 (épouvantable). ^{92, 93}

3. Evaluation radiologique

Le bilan radiographique pré et post opératoire comprenait des radios standardisées du bassin de face (agrandissement 100%) et de la hanche de profil.

Ce bilan permettait l'analyse dans le temps des liserés selon la classification topographique de Gruen/Callaghan pour le fémur^{94 95}, et de De Lee et Charnley pour le cotyle⁹⁶.

a) Gruen/ Callaghan :^{94 95}

Cette classification (figure 28) "découpe" le fémur en 14 portions dont 7 pour la face et 7 pour le profil. Il s'agit tant pour la face que pour le profil d'un découpage par trois tiers, délimitant 6 zones, la pointe de la tige et la partie du fémur immédiatement en dessous délimitant la 7^e. Sur le cliché de face, le grand trochanter correspond à la zone 1, puis on tourne jusqu'au petit trochanter qui représente le zone 7. Sur le profil, on part du petit trochanter, soit la zone 8, et on termine par le grand trochanter en zone 14.



Figure 28 : Zones de Gruen/ Callaghan et de DeLee et Charnley

b) DeLee et Charnley ⁹⁶:

La classification des zones entourant la cupule est limitée à 3 zones dessinées à partir de la ligne équatoriale de la cupule de face (figure 28). Du milieu de ce segment, correspondant au centre de la cupule, sont tracées deux lignes à 60° et 120° par rapport à la ligne équatoriale de la cupule, délimitant trois sections numérotées I, II et III en commençant par la portion supérieure. Dans la mesure où certaines modifications telles que notamment les ostéolyses peuvent être retrouvées à distance du dôme acétabulaire, par exemple autour des vis additionnelles de certaines cupules non cimentées, il est commode d'adjoindre une zone IV représentant toute la région surplombant les zones I et II, et correspondant aux vis ascendantes.

L'évaluation radiologique comprenait aussi le calcul des scores de « Engh et Massin » et score « ARA ».

c) Score de Engh et Massin ⁹⁷ :

Il s'agit d'un double score chiffré de « fixation » et de « stabilité », associant des valeurs négatives ou positives pour chacun des paramètres : le total constitue un diagnostic anatomopathologique de « réhabilitation osseuse confirmée » (+ 10 pts et plus), « suspectée » (entre 0 et + 10 pts), ou d'une « encapsulation fibreuse » (entre - 10 et 0 pts), voire d'une prothèse « instable » (en dessous de - 10 pts).

Ce score ne s'adresse qu'à la tige et ne prend pas en compte l'analyse radiographique des cupules non cimentées. (Annexe 5)

d) Score ARA ⁹⁸:

Le but de ce score est d'analyser si les modifications survenant entre le cliché post opératoire et le cliché au dernier recul peuvent être qualifiées de « normales », ou au contraire de signes d'alerte, voire de faillite avérée. Ainsi, une prothèse qui n'entraînera aucune modification des structures osseuses avoisinantes, dans des conditions normales d'activité fonctionnelle, peut apparaître comme parfaitement adaptée à son environnement, de par sa fixation et son respect du transfert harmonieux des lignes de

contrainte. Si des signes surviennent, ils pourront être considérés soit comme «neutres», témoignant d'une simple adaptation et ne minorant pas le résultat, soit comme «négatifs» à des degrés divers. Il est commode de partir d'une situation de départ à 6 points, et d'attribuer des points négatifs de 1 à 4 pour chacun de ces signes. La sommation arithmétique de ces «facteurs de risque» conduira à un "score" final, définissant l'adaptation de la prothèse au fourreau osseux lors de la prise de clichés, et pouvant naturellement varier avec le temps, soit de façon positive, si la fixation un moment précaire se stabilise (ostéo-induction secondaire par l' HAP des zones de fibrose initiale par exemple), soit négative en présence d'une déstabilisation évolutive (il n'y a évidemment pas de score négatif...). La démarche est similaire pour le fémur et pour le cotyle. (Annexe 6)

4. Données per opératoires

Le compte rendu opératoire permettait de recueillir les données concernant l'opérateur, la voie d'abord utilisée, le type d'implants, la taille de la cupule, le diamètre de la tête, la longueur de col, la taille de la tige et la présence de complications au cours de l'intervention.

5. Données post-opératoires et sortie du service

Le compte rendu de fin d'hospitalisation permettait de recueillir les données concernant la survenue de complications immédiates (douleur anormale, hématome, luxation, phlébite, embolie pulmonaire...) entraînant un retard de sortie du patient. Toutes les complications locales ou générales étaient ainsi colligées.

6. Analyse statistique

L'analyse statistique des résultats a utilisé le test de Student. Il permettait de calculer si la différence entre les scores cliniques (Harris, PMA) pré-opératoire et au dernier recul était significative. Un degré de signification $p < 0,05$ a classiquement été retenu.

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

L'ensemble de ces paramètres a été analysé à l'aide du logiciel Stat view 5.0.

RESULTATS

I. Données chirurgicales

1. Opérateurs

Les 100 PTH ont été implantées par 8 opérateurs différents d'expérience variable (CHU), mais toujours sous la direction de 2 chirurgiens séniors (JPC, JBH)

2. Voie d'abord

Dans 65 cas, la voie d'abord antéro-externe a été utilisée. Dans les 35 autres cas, il s'agissait d'une voie d'abord postéro-externe. Le choix de la voie d'abord dépendait des habitudes du chirurgien.

3. Incidents pendant la chirurgie

Un refend accidentel du calcar s'est produit dans 3 cas. Celui-ci a toujours été vu en per-opératoire et la prise en charge a consisté à la mise en place d'un cerclage métaphysaire proximal au dessus du petit trochanter.

Par ailleurs, dans 1 cas, une allogreffe de fond de cotyle a été réalisée (reprise de PTH sur fracture du cotyle, avec cotyle coté stade 3 de la SOFCOT en per opératoire).

4. Implants posés

a) Taille des implants cotyloïdiens :

La taille des implants cotyloïdiens utilisés et leur nombre respectif sont décrits dans le tableau 5 et la figure 29 ci-dessous.

Taille Cotyle	48	50	52	54	56	58	60	62
Nombre	17	21	21	17	14	4	3	3

Tableau 5 : implants Cotyloïdiens

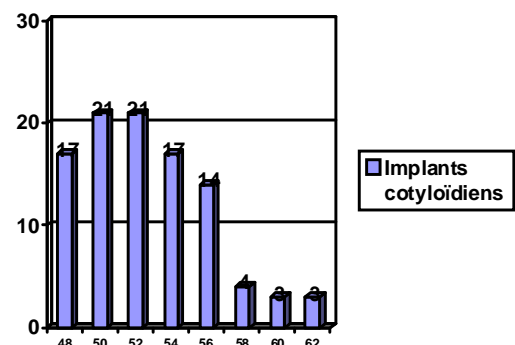


Figure 29 : Répartition de la taille des implants cotyloïdiens utilisés.

b) Taille de tige fémorale :

La taille de tige fémorale utilisée est décrite dans le tableau 6 et la figure 30 ci-dessous.

Taille Tige	1	2	3	4	5	6	7	cremascoli
Nombre	2	12	31	25	17	7	4	1

Tableau 6 : Répartition des tiges fémorales

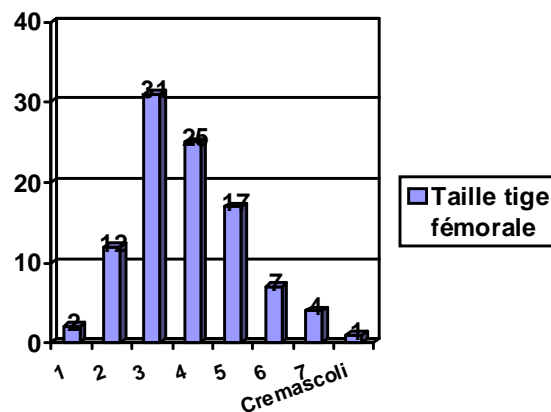


Figure 30 : Taille de tige fémorale

Le tableau 7 représente le nombre de chaque taille de tige fémorale utilisée en fonction de chaque taille de cotyle utilisé.

Taille Fémur	Cotyle	48	50	52	54	56	58	60	62
1		2							
2		5	2	4			1		
3		8	13	6	3	2			
4		1	4	9	7	4			
5			1	2	6	4	2	1	1
6			1		1	3		1	1
7						1	1	1	1
Cremaşcoli		1							

Tableau 7 : Tableau croisé taille cotyle/fémur

c) Longueur du col :

Dans la majorité des cas (72 cas sur 100), un col moyen a été utilisé. Un col court a été utilisé dans 16 cas, et un col long dans 12 cas.

d) Diamètre de la tête :

Dans la totalité des cas, il s'agissait d'une tête de diamètre 28 mm, seul diamètre alors disponible.

II. Patients revus et recul moyen

81 patients (89 PTH) ont été revus avec un recul jugé suffisant (minimum 72 mois).

Parmi les 11 patients non revus, on retrouvait :

- 4 patients perdus de vue (coordonnées manquantes malgré des recherches par les pages jaunes, internet et les médecins traitants).
- 7 patients décédés.

NB : La description de ces patients a été réalisée au chapitre complications.

Neuf patients (11 PTH) n'ont pas été revus cliniquement lors du dernier contrôle mais ont pu être joints par téléphone et répondre aux différents questionnaires d'évaluation. Cependant, l'analyse radiologique au dernier recul n'a pas pu être effectuée pour ces patients. (Dernier bilan remontant à plus de 2 ans et non pris en compte).

Le tableau 8 montre la répartition des cas.

Le délai moyen entre l'implantation prothétique et le dernier contrôle clinique était de 106,6 mois [72 à 125].

L'âge moyen lors du dernier contrôle clinique était de : 61,2 ans [28 ; 79].

Nombre de cas	Patients	PTH
Opérés	92	100
Suivis (hors perdus de vue)	81	89
Revus	81	89
Évalués cliniquement	72	78

Tableau 8: Répartition des cas

III. Scores cliniques

1. Amplitudes articulaires

Au dernier recul, en moyenne, la flexion était de 97°, l'extension complète (0°), l'abduction de 35°, l'adduction de 20°, la rotation externe de 24° et la rotation interne de 20°.

Le tableau 9 résume les résultats des amplitudes de mobilité au dernier recul.

	Min	Max	Moyenne	DS
Flexion	70	130	97,1	10
Extension	0	10	0,3	1,6
Abduction	15	45	34,8	9,7
Adduction	0	30	20,2	8,6
Rotation externe	0	45	24	14,1
Rotation interne	0	45	20,3	12,8

Tableau 9 : Amplitudes articulaires au dernier recul

2. Score de Harris (HSS)

L'évaluation fonctionnelle selon le score de Harris était en moyenne de 41,2 en pré-opératoire. Au dernier recul, il était en moyenne de 96,1 (Tableau 10, Figure 31).

Le gain moyen du HSS était de 54,9, avec des extrêmes allant de 13 à 74 (DS= 13,9)

La différence était significative ($p < 0.001$).

		HSS
Pré-opératoire	minimum	20
	moyenne	41,2
	maximum	60
Post-opératoire	minimum	58
	moyenne	96,1
	maximum	100

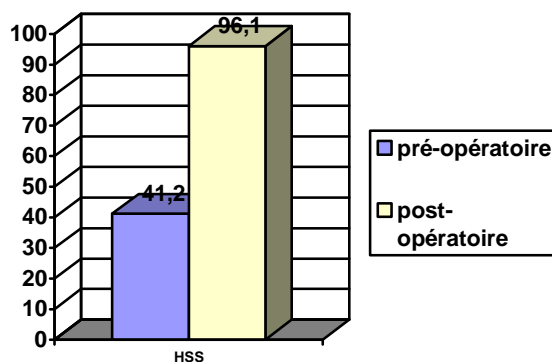


Tableau 10 : Score de Harris

Figure 31 : Score de Harris pré et post-opératoire

3. Score Postel Merle d'Aubigné (PMA)

L'évaluation fonctionnelle selon le score de Postel Merle d'Aubigné était en moyenne de 7,9 en pré-opératoire. Au dernier recul, il était en moyenne de 17,2 (Tableau 11, Figure 32).

Le gain moyen du score PMA était de 9,3, avec des extrêmes allant de 0 à 12 (DS= 3,2).

La différence était significative avec $p < 0.0001$

		PMA	
Pré-opératoire	minimum	3	
	moyenne	7,9	
	maximum	13	
Post-opératoire	minimum	11	
	moyenne	17,2	
	maximum	18	

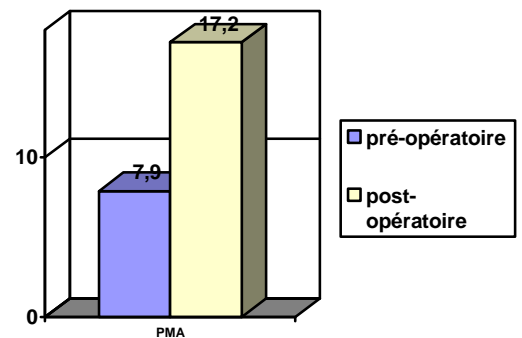


Tableau 11 : Score PMA

Figure 32 : PMA pré et post-opératoire

4. Scores de satisfaction (Oxford) 93

Au dernier recul, le score moyen d'Oxford était de 16,51, avec des extrêmes allant de 12 à 41 (DS= 6,8).

70 patients (sur 77 ayant rendu leur questionnaire) présentaient un résultat jugé excellent ou bon au dernier recul. (Figure 33).

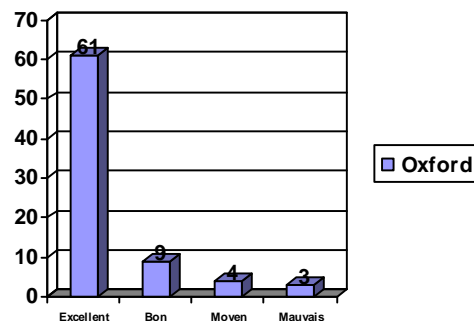


Figure 33 : Score de Oxford au dernier recul

IV. Résultats radiologiques

On rappelle que l'analyse radiographique porte sur 78 PTH. Elle était réalisée manuellement par 1 ou 2 examinateurs indépendants.

Aucune migration d'implant (tige ou cotyle) n'a été observée au dernier recul.

Aucune usure n'a été observée au niveau du cotyle au dernier recul.

1. Au niveau du fémur:

- L'analyse radiographique retrouve dans la quasi-totalité des cas (72/78 = 92%), une résorption osseuse modérée du calcar sans véritable ostéolyse comme décrite dans la série des auteurs Coréens⁹⁹ (Figure 34).
- Un phénomène de stress shielding est retrouvé dans 2 cas (2,5%) au dernier recul.
- Aucun liseré n'est retrouvé en post-opératoire immédiat.
- Dans 7 cas, soit 8,9%, un liseré fémoral en zone 1 de Gruen et Callaghan est observé au dernier recul, inférieur à 2 mm d'épaisseur.
- Dans 5 cas, soit 6,3%, un liseré fémoral en zone 1 et 7 de Gruen et Callaghan est observé au dernier recul, inférieur à 2 mm d'épaisseur.
- Nous n'avons retrouvé aucune ostéolyse ni expansive, ni étendue, ni multifocale.

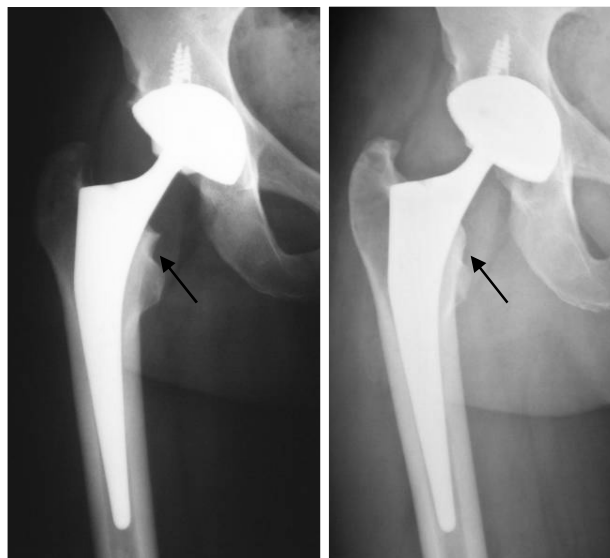


Figure 34 *Post opératoire*

A 9 ans de recul.

2. Au niveau du cotyle:

- Dans 7 cas, soit 8,9 %, il est retrouvé un liseré non évolutif, inférieur à 2 mm, identique entre la radio post-opératoire et la radio au recul.
 - 3 cas en zone I, II de DeLee et Charnley
 - 4 cas en zone II isolée de DeLee et Charnley
- Dans 1 cas, soit 1,2 %, (PTH sur fracture de cotyle), il existe au dernier recul un liseré cotyloïdien dans les secteurs I, II et III associé à des douleurs modérées pouvant faire suspecter un descellement et une reprise chirurgicale à court ou moyen terme.
- Dans 10 cas, soit 12,6%, un liseré en post-opératoire immédiat (6 en zone II, 2 en zone I et II et 2 en zone I, II et III) a disparu au dernier recul.

3. Score de Engh et Massin

L'analyse selon le score de Engh et de Massin a été réalisée à partir de l'analyse de radiographies de bassin de face au dernier recul, pour 78 prothèses. Aucune tige n'est considérée comme instable, et il n'existe aucun cas d'encapsulation fibreuse.

Une réhabilitation osseuse est suspectée dans 2 cas (2,5 %), et confirmée dans 76 cas (97,5 %) (Tableau 12).

	Nombre	%
Réhabilitation osseuse confirmée (≥ 10 pts)	76	97,5
Réhabilitation osseuse suspectée ($0 < n < 10$ pts)	2	2,5
Encapsulation fibreuse ($-10 < n < 0$)	0	0
Instable (< -10)	0	0

Tableau 12 : Résultats score de Engh et Massin

4. Score ARA

On rappelle que le score ARA du groupe Agora étudie séparément l'implant fémoral et l'implant acétabulaire des prothèses non cimentées. On obtient ainsi un score ARA fémur et un score ARA cotyle, chacun étant coté sur 6 points.

A partir des 78 dossiers radiographiques revus au dernier recul, le score ARA fémoral a été bon ou excellent (≥ 3) dans 77 cas (98,7%), et nous avons observé un résultat moyen dans 1 cas (1,3%) (Tableau 13)

	Nombre	%
Excellent (6 pts)	74	94,9
Bon (4 - 5 pts)	3	3,8
Moyen (2 -3 pts)	1	1,3
Mauvais (0 - 1 pts)	0	0

Tableau 13 : Résultats score ARA Fémoral

Le score ARA cotyle a pu être calculé dans les 78 cotyles non cimentés. Le score a été bon ou excellent (≥ 3) dans 77 cas (98,7 %), moyen ($2 < N < 3$) dans aucun cas et mauvais dans 1 cas (1,3 %) (Tableau 14).

	Nombre	%
Excellent (6 pts)	70	89,7
Bon (4 - 5 pts)	7	9
Moyen (2 -3 pts)	0	0
Mauvais (0 - 1 pts)	1	1,3

Tableau 14 : Résultats score ARA Cotyle

V. Complications

1. Complications per-opératoires:

- 3 fissures du calcar ont été constatées en per-opératoire mais ont permis, après mise en place d'un cerclage métallique, l'implantation d'une tige standard. Dans 2 cas, l'appui a été retardé au 45^{ème} jour post-opératoire à cause d'une obésité associée. Dans le troisième cas, l'appui complet a été réalisé immédiatement.
- 1 allogreffe de fond de cotyle a été nécessaire dans un cas de reprise de PTH sur fracture du cotyle, avec cotyle coté stade 3 de la SOFCOT en per-opératoire. L'appui a été différé au 45^e jour post-opératoire.
- 1 éclat sur le rebord de l'insert cotyloïdien a été constaté lors de l'impaction de ce dernier dans le metalback, 1 nouvel insert céramique cotyloïdien a été mis en place.

2. Complications post opératoires :

a. Complications prothétiques

i. Instabilité :

Nous déplorons 5 luxations précoces (4 : un seul épisode et 1 : deux épisodes) et une luxation tardive au 8^{ème} mois post opératoire n'ayant pas récidivé. Toutes ces luxations ont nécessité un bilan scannographique pour apprécier le positionnement des implants, qui s'est avéré sans anomalie. Un traitement par immobilisation (hémi bermuda) 45 jours a été mis en place et aucune hanche n'a été réopérée. A noter qu'un patient a présenté 2 épisodes de subluxation n'ayant pas récidivé, sans anomalie de positionnement des implants.

ii. Descellement aseptique :

Un cas de descellement aseptique cotyloïdien unipolaire à 5 ans (dossier n° 43551) a été retrouvé. Il a nécessité une reprise unipolaire. Depuis, le patient ne présente pas de descellement itératif.

iii. Squeaking :

Cinq cas de squeaking ont été rapportés. Aucun n'était reproductible en consultation.

iv. Fracture de tête fémorale :

Nous n'avons pas eu de fracture de tête fémorale chez ces 100 patients.

b. Complications vasculaires

- Hématome : 3 cas. Ces hématomes n'ont pas nécessité de reprise chirurgicale, ils ont été traités par glaçage massif et n'ont pas fistulisé.
- Phlébite distale : 2 cas sans complication cardio-pulmonaire. Ils ont été traités par anticoagulation à dose curative.

c. Complications neurologiques

- Aucune paralysie sciatique n'a été constatée.

d. Complications locorégionales

- Hyperalgie transitoire de hanche : 1 cas, normalisé au 15^{ème} jour post-opératoire sans cause retrouvée.
- Syndrome du psoas : 2 cas. Un cas a nécessité une reprise chirurgicale pour procéder à l'ablation d'une vis cotyloïdienne qui irritait le tendon du psoas iliaque (Figure 35). L'ablation de la vis sans changement des pièces prothétiques n'a amélioré que partiellement le patient.

Un cas de syndrome du psoas non opéré, traité médicalement.

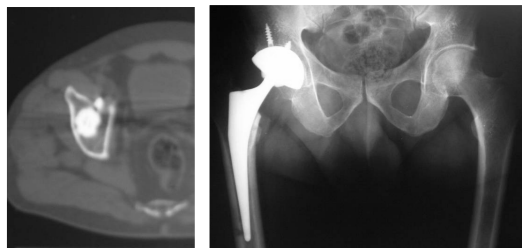


Figure 35 : Syndrome du psoas

- Douleurs de cuisse : 3 cas. Il s'agit de patients se plaignant de douleurs persistantes dans la cuisse survenant au repos ou lors de la marche. Il n'existe pas de signe radiographique faisant suspecter un descellement, il n'existe pas de signe de stress shielding en bout de tige, et le bilan biologique est négatif.

e. Complications septiques

Nous avons eu à déplorer 2 sepsis sur la série.

Nous avons eu 1 sepsis précoce à 1 mois ayant nécessité un lavage simple sans changement des implants, et 1 cas de sepsis tardif à 12 mois ayant nécessité un traitement en 2 temps avec ablation des implants. Ce patient n'avait pas présenté d'épisode de luxation.

VI. Décès

Au dernier recul, 7 patients sont décédés. Nous ne retrouvons aucun rapport entre la cause du décès et la prothèse de hanche.

Les causes de décès sont répertoriées dans le tableau 15.

Pour tous les patients décédés, au dernier recul, leur prothèse totale de hanche était « oubliée ».

Dossier N°	Délai après chirurgie	Cause du décès
43467	3 mois	Myélome
44567	3 ans	Suicide
40900	4 ans	Cancer du rein
43130	5 ans	0
38701	6 ans	Greffé cardiaque
42094	6 ans	Cancer pulmonaire
39693	10 ans	0

Tableau 15 : Répartition et cause des décès

VII. Survie

1. Survie du cotyle Horizon®.

Nous avons analysé la survie du Cotyle Horizon® selon la méthode de Kaplan Meyer, en prenant comme critère d'échec les reprises chirurgicales pour descellement aseptique ou un descellement clinique avéré, sans qu'une reprise chirurgicale n'ait encore été effectuée.

Il y a eu une reprise chirurgicale pour descellement aseptique à 5 ans, et 1 descellement clinique avéré au dernier recul.

La survie cumulée pour le Cotyle Horizon® est de 97,7% à 9 ans de recul, avec un écart type de 0,016.

Le graphique ci-dessous (Figure 36) représente la courbe de survie du Cotyle Horizon®, l'échec de survie étant considéré pour toute reprise du cotyle pour descellement aseptique ou descellement clinique et radiographique avéré.

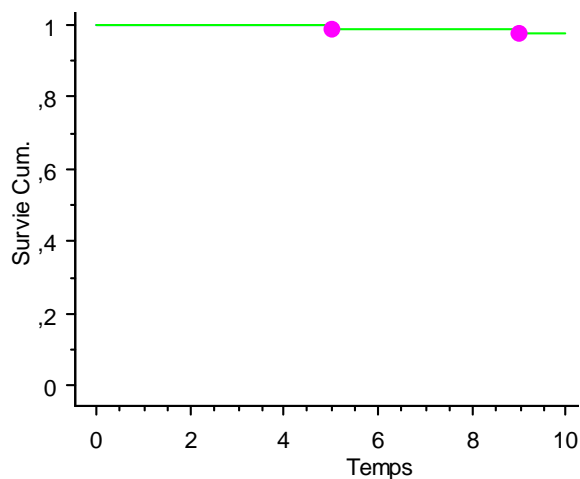


Figure 36 : Courbe de Kaplan-Meier pour la survie du Cotyle Horizon

2. Survie de la tige Intégrale®.

Nous avons analysé la survie de la Tige Intégrale® selon la méthode de Kaplan Meyer, en prenant comme critère d'échec les reprises chirurgicales pour descellement aseptique ou un descellement clinique avéré, sans qu'une reprise chirurgicale n'ait encore été effectuée.

Au dernier recul, il n'y a pas eu de reprise pour descellement aseptique de la tige fémorale. Par ailleurs, il n'y a pas de suspicion clinique de descellement de la tige.

Le taux de survie pour ce critère d'échec est donc de 100% dans notre série.

3. Survie du Cotyle Horizon et de la Tige Intégrale.

Nous avons analysé la survie de la tige et du cotyle selon la méthode de Kaplan Meyer en prenant comme critère d'échec toute cause de reprise chirurgicale.

Il y a eu 4 reprises chirurgicales : Un sepsis précoce n'ayant pas nécessité de changement d'implants, un sepsis tardif avec changement des implants, une ablation de vis pour syndrome du psoas, et un descellement cotyloïdien aseptique.

La survie cumulée est alors de 95,8% à 9 ans de recul, avec un écart type de 0,02.

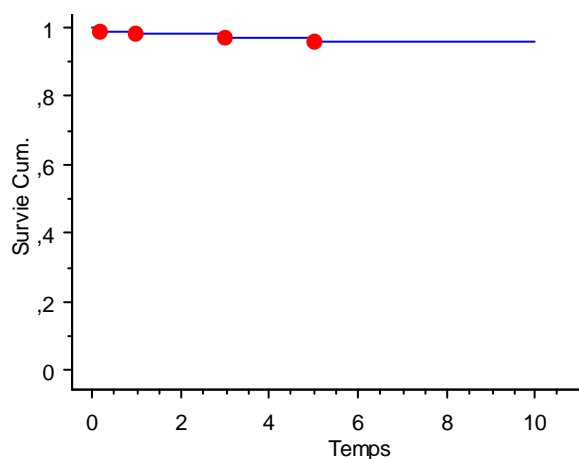


Figure 37 : Courbe de Kaplan Meyer pour la survie des implants toute cause de reprise chirurgicale confondue.

DISCUSSION

I. Remarques générales

Les critères définissant la réussite d'une arthroplastie totale de hanche sans ciment comportent entre autre la récupération d'une bonne mobilité de hanche pour la réalisation des activités quotidiennes, l'absence de douleurs, un bon positionnement des implants permettant d'augmenter leur longévité et de diminuer les risques de luxation, une bonne fixation de la prothèse au squelette malgré les différences de qualité osseuse, d'âge et d'étiologie et un bon résultat à long terme sans causer de perte osseuse sur l'os receveur, malgré les phénomènes d'usure du couple de frottement. L'usure doit en effet être la plus faible possible pour limiter voire éviter les phénomènes d'ostéolyse. Il s'agit d'un problème de tribologie mais aussi de positionnement des implants.

Une catégorie de patients pose un problème particulier au chirurgien réalisant une arthroplastie totale de hanche. Il s'agit des personnes jeunes à espérance de vie élevée. Le chirurgien est alors confronté au problème de la longévité de l'implant et de la conservation du capital osseux dans le cas où une reprise de prothèse serait nécessaire.

Dans notre série, la moyenne d'âge est de 52,3 ans, avec des extrêmes allant de 20 à 73 ans. L'arthroplastie totale de hanche a donc été réalisée chez des patients jeunes.

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

Malgré les progrès des techniques de cimentation, les prothèses cimentées chez les patients jeunes comportent un taux élevé d'échecs¹⁰⁰⁻¹⁰⁷, avec des taux de descellement aseptique élevé, tant au niveau fémoral que cotyloïdien (entre 0 et 51 %). Il en est de même avec les prothèses sans ciment à effet de surface poreux^{108, 109}.

Les tiges fémorales recouvertes d'hydroxyapatite semblent donner, dans les différentes séries de la littérature, des résultats satisfaisants à moyen et long terme.

II. Méthodologie

1. Niveau de preuve

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

En effet, comme pour la plupart des études d'analyse d'implants à long terme, il s'agit d'une étude rétrospective. Le tableau 16 rappelle les différents niveaux de preuves des études.

Niveau 1 : Essais comparatifs randomisés de forte puissance (effectifs suffisants) – Méta analyse d'essais comparatifs randomisés – Analyse de décision basée sur des études bien menées.	Preuve scientifique établie
Niveau 2 : Essais comparatifs randomisés de faible puissance (effectifs insuffisants) – Etudes comparatives non randomisées bien menées- Etudes de cohortes	Présomption scientifique (Probable)
Niveau 3 : Etude de cas témoins.	Faible niveau de preuve (accepté)
Niveau 4 : Etude comparatives comportant des biais importants – Etudes rétrospectives - cas témoins	Faible niveau de preuve (accepté)

Tableau 16: Niveau de preuve scientifique et grades des recommandations (Haute Autorité de Santé).

2. Matériel

Nous avons analysé le devenir des 100 premières prothèses totales de hanche à couple céramique-céramique à 9 ans de recul moyen, avec des implants ayant un unique dessin tant cotyloïdien que fémoral ; les implants sont recouverts d'hydroxyapatite et la série a été réalisée avec des têtes céramiques de diamètre 28 mm par 8 chirurgiens d'expérience variable (CHU).

La littérature est relativement pauvre sur ce sujet (11 études recensées sur Pubmed au moment de l'étude, rapportant des résultats à moyen ou long terme sur le couple céramique-céramique).

Dans ces études, le délai moyen entre l'implantation prothétique et le dernier recul est de 7 ans, avec des extrêmes allant de 4 ans à 18,5 ans et le nombre moyen de patients inclus est en moyenne de 146 [59 – 380].

- La série de l'hôpital Lariboisière (Professeur Sedel) publiée par le Docteur Hamadouche dans le JBJS Am. en 2002 ²⁷ analysait 118 prothèses totales de hanche à 18,5 ans de recul. Les prothèses totales de hanche étaient en majeure partie cimentées, quelques-unes étaient fixées sans ciment et d'autres étaient hybrides mais toutes avaient des têtes de diamètre 32 mm.
- La série Américaine d'Antonio publiée dans le journal Orthopaedics en 2003 ¹¹⁰ rapportait une série de 109 prothèses totales de hanche avec des implants sans ciment mais au recul moyen de 4 ans et avec des têtes de diamètre 28 et 32 mm.
- La série de l'hôpital Lariboisière (Professeur Sedel) publiée par le Dr Bizot, dans le JBJS Br. en 2004 ⁴⁰ rapportait une série d'implants avec 6 à 11 ans de recul concernant des implants hybrides (une tige scellée et un cotyle press-fit sans hydroxyapatite recevant des têtes de diamètre 32 mm.) .
- En 2005, Yoo et Kim (Seoul) ⁹⁹ ont publié dans le JBJS Am. une série de 93 hanches au recul de 5 ans avec une tête céramique de diamètre 28 mm. Le cotyle et la tige étaient fixés sans ciment. Un seul opérateur senior a réalisé cette série.
- Murphy, en 2006, a publié dans le Clinical orthopedics ¹¹¹, une série prospective de 194 hanches, avec des implants sans ciment mais avec un recul moyen de 4 ,3 ans. Il s'agissait d'opérateurs multiples.
- La série coréenne rapportée par Ha dans le Journal of Arthroplasty en 2007 ¹¹², rapporte les résultats, à 5 ans de recul, de 78 prothèses sans ciment à couple céramique-céramique implantées par un unique opérateur.
- Sugano, en 2007 ⁸³ rapporte dans le JBJS Br., une série de 59 prothèses sans ciment à couple céramique-céramique implantées par de multiples opérateurs, avec 6 ans de recul.

- La série de Lusty (Australie) ¹¹³, publiée en 2007 dans le JBJS Am., rapporte les résultats à 5 ans de 301 PTH, implantées par deux opérateurs. Les têtes utilisées étaient soit de diamètre 32 mm, soit de diamètre 28 mm.
- La série de l'hôpital Lariboisière (Professeur Sedel) publiée par le Docteur Nizard ¹¹⁴ dans le Clinical Orthopedics en 2008, analysait 132 prothèses totales de hanche à plus de 6,9 ans de recul. 5 types de cotyles différents ont été utilisés (une majorité non cimentés) et la majorité des tiges ont été cimentées. Dans tous les cas, des têtes de diamètre 32 mm ont été utilisées.
- En 2008, Capello a publié dans le Journal of Arthroplasty ⁴⁶ les résultats d'une étude prospective comparant des couples céramique-céramique (ABG Vs Trident) à un couple métal/polyéthylène, avec des résultats à 8 ans. 380 PTH à couple céramique/céramique ont été implantées, réparties de façon aléatoire entre le cotyle Trident ou ABG. Les implants avaient été posés par 5 opérateurs différents. Le diamètre de tête n'était pas précisé.
- La série coréenne de Baek ¹¹⁵, publiée dans le JBJS Am. en 2008, analysait 71 PTH à couple céramique-céramique, sans ciment, implantées pour ostéonécrose chez des patients de moins de 50 ans. Le recul moyen était de 7,1 ans. Tous les implants avaient été posés par le même chirurgien, il s'agissait d'un unique dessin et de têtes de 28 mm.
- Notre série⁸² est donc tout à fait comparable aux séries publiées. Nous rappelons que depuis novembre 1999, plus de 1600 implants céramique-céramique ont été implantés au pavillon T et que le nombre de patients étudiés aurait pu être plus important. Cependant, la durée de suivi en aurait été raccourcie.

Le tableau 17 rapporte les caractéristiques des différentes séries publiées dans la littérature sur les prothèses totales de hanche à couple céramique-céramique.

Auteur	Publication	Année	Type d'étude	Nombre de prothèses	Recul (années)
Baek ¹¹⁵	JBJS Am	2008	Prospective	71	7,1
Capello ⁴⁶	J Arthro	2008	Prospective	380	8
Nizard ¹¹⁴	CORR	2008	Rétrospective	132	6,9
Lusty ¹¹³	JBJS Am	2007	Rétrospective	301	5
Sugano ⁸³	JBJS br	2007	Rétrospective	59	6
Ha ¹¹²	J Arthro	2007	Rétrospective	78	5
Murphy ¹¹¹	CORR	2006	Rétrospective	194	4,3
Yoo ⁹⁹	JBJS Am	2005	Rétrospective	93	5
Bizot ⁴⁰	JBJS Br	2004	Rétrospective	71	8
D'Antonio ¹¹⁰	Orthopedics	2003	Prospective	109	4
Hamadouche ²⁷	JBJS Am	2002	Rétrospective	118	18,5
Notre série ⁸²		2009	Rétrospective	100	9

Tableau 17: revue de la littérature.

L'analyse radiographique a été effectuée par 2 observateurs indépendants pour les 50 premiers dossiers, puis par un seul observateur pour les 50 dossiers suivants. Aucun logiciel n'a été utilisé pour analyser les radiographies et les mesures étaient donc effectuées manuellement, laissant parfois une large part à la subjectivité des observateurs.

L'analyse des liserés selon Delee et Charnley, l'utilisation des scores de Engh et Massin, d'ARA et la classification de Brooker permettent de comparer les résultats de la série

avec la plupart des séries publiées sur les résultats à long terme de prothèses de hanche. Il s'agit des scores et classifications les plus utilisés dans la littérature^{27, 112, 114-117}.

III. Résultats

1. Résultats cliniques

a. Scores Cliniques

Les résultats cliniques ont été appréciés sur les cotations de Merle d'Aubigné et Postel, et le score de Harris. Ces deux scores se basent sur l'évaluation clinique de trois paramètres que sont la douleur, la mobilité et le retentissement fonctionnel^{89, 91}.

Nous avons comparé nos résultats à différentes séries de prothèses totales de hanche, cimentées ou non, à différents couples de frottement, qui sont résumés dans le tableau 18.

D'une manière générale, quels que soit le type d'implant utilisé, le type de couple de frottement et son ancrage osseux, les résultats cliniques au dernier recul des différentes séries sont globalement bons. Dans notre série, les scores PMA total moyen et HHS total moyen au dernier recul sont respectivement de 17,2 et 96,1. Ceux-ci sont superposables aux données de la littérature.

Si l'on compare nos résultats uniquement avec les résultats des séries à couple de frottement céramique/céramique, les résultats sont là aussi superposables. En effet, le PMA moyen de ces séries au dernier recul est de 16,8 et le HHS moyen est de 95,9.

Si l'on compare les résultats de notre série avec les séries de prothèses ayant uniquement un revêtement d'hydroxyapatite (mais un couple de frottement différent), leur PMA moyen au dernier recul est de 16,95 et leur score de Harris est de 94. Là encore, globalement, les résultats sont similaires.

Auteur	Nombre cas	Recul (ans)	Implants	Fixation	Couple frottement	PMA (préop/recul)	HHS (préop/recul)
Baek ¹¹⁵	71	7,1	Plasmacup sc/ Bicontact (Aesculap)	Poreux	céramique/céramique	nc	56,8 / 97
Capello ⁴⁶	380	8	Omnifit / ABC - Trident (Stryker)	HAP / Poreux	céramique/céramique	nc	nc / 96
Nizard ¹¹⁴	132	6,9	variable (Ceraver)	variable	céramique/céramique	nc / 17,4	nc
Lusty ¹¹³	301	5	securefit / ABC (Stryker)	Poreux	céramique/céramique	nc	56 / 95
Ha ¹¹²	78	5	Plasmacup sc/ Bicontact (Aesculap)	Poreux	céramique/céramique	nc	51 / 94
Yoo ⁹⁹	93	5	Plasmacup sc/ Bicontact (Aesculap)	Poreux	céramique/céramique	nc	59,3 / 97
Bizot ⁴⁰	71	8	Hybride / (Ceraver Osteal)	Ciment / poreux	céramique/céramique	11,5 / 17,8	nc
				HAP / Poreux -			
D'antonio ¹¹⁰	109	4	Omnifit / ABC - HA (Stryker)	HAP	céramique/céramique	nc	nc / 96,4
Hamadouche ²⁷	118	18,5	Ceraver Osteal (Ceraver)	mixte	céramique/céramique	10,3 / 16,2	nc
Araujo ¹¹⁸	32	5	ABG	HAP	métal/PE	7,2 / 16,2	nc
Murzic ¹⁰⁷	294	10	ABG	HAP	métal/PE	8,4 / 17,7	nc
D'antonio ¹¹⁹	314	> 10	Omnifit	HAP	métal/PE	nc	44,3 / 91,6
Delaunay ¹²⁰	133	7,3	Zweimuller	Poreux	céramique/PE	10,2 / 17,1	nc
Cruz-							
Pardos ¹²¹	93	10,2	HGP	Poreux	métal/PE	9,7 / 16,2	nc
Hamilton ¹²²	230	3 à 11	Charnley	Ciment	métal/PE	10,2 / 16,8	nc
Chiu ¹²³	61	7,6	AML	Poreux	métal/PE	nc	42 / 93
Incavo ¹⁰⁹	79	2	Profile	HAP	métal/PE	nc	nc / 96
Kim ¹²⁴	118	9,8	Duraloc	HAP	métal/PE	nc	48,8 / 92
Notre série ⁸²	100	9	Horizon/Intégrale	HAP	céramique/céramique	7,9 / 17,2	41,2 / 96,1

Tableau 18 : Scores cliniques de différentes séries de la littérature. (nc = non coté)

Si l'on exclut les résultats des séries ayant un recul inférieur à notre série (on ne prend ainsi en compte que les résultats des séries supérieures à 9 ans de recul), nos résultats semblent légèrement supérieurs. Le score PMA moyen de ces séries est de 16,7 et le score de Harris moyen est de 91,8.

Il est à noter que sur les 5 séries à plus de 9 ans de suivi, seule la série présentée par Hamadouche présente un couple de frottement céramique-céramique²⁷. Cependant, cette série n'est pas homogène au niveau du type d'implants et du moyen d'ancrage à l'os.

Les autres séries, présentées par Murzic¹⁰⁷, d'Antonio¹¹⁹, Cruz-Pardos¹²¹ et Kim¹²⁴, sont des séries de prothèses à couple de frottement métal-polyéthylène et revêtement d'hydroxyapatite (sauf la série de Cruz-Pardos).

b. Amplitudes de mobilité post-opératoire

Concernant les amplitudes passives de mobilité en post opératoire, celles-ci sont bonnes, avec une flexion moyenne de 97°, mesurée au moyen d'une évaluation visuelle. Même si les mobilités mesurées ne sont pas celles d'une hanche de physiologie normale, comme décrite par Kapandji¹²⁵ (flexion à 120°, abduction 45°, adduction 30°, rotation externe 60° et rotation interne 30°), elles permettent la réalisation des activités quotidiennes. Dans la littérature, Hamadouche²⁷ rapporte une flexion moyenne à 85°, à 18,5 ans de recul, chez des patients dont la moyenne d'âge lors de l'intervention était de 62,2 ans.

L'âge plus élevé des patients lors de l'intervention, ainsi que le recul plus important de sa série peut expliquer cette différence retrouvée au niveau de la flexion moyenne. Par ailleurs, dans sa série et la nôtre, toutes les amplitudes de mobilité ont été rapportées par une évaluation visuelle. Les problèmes de fiabilité et de répétabilité de cette méthode ayant été récemment démontrés¹²⁶, les amplitudes moyennes de mobilité ne paraissent donc pas devoir être comparées d'une série à une autre.

c. Résultats score Oxford

Le score d'Oxford de notre série au dernier recul était en moyenne de 16,5. Nous n'avons pas retrouvé de mesure du score d'Oxford dans les séries précédemment citées. Cependant Utting en 2008¹²⁷, a présenté une série de 70 prothèses totales de hanche de type Harris galante non cimentées, associées à des tiges cimentées, à 13,6 ans de recul moyen, avec un score d'Oxford moyen de 20 au dernier recul.

Notre série, certes avec un recul moins important, semble avoir un résultat subjectif légèrement supérieur pour le patient.

2. Résultats radiologiques

Les résultats radiologiques ont été appréciés selon le score de Engh-Massin et les scores ARA fémoral et cotyloïdien en étudiant :

a. Les lignes réactives :

Nous n'avons retrouvé aucune ligne réactive autour de la partie revêtue d'hydroxyapatite de la tige fémorale, ce qui peut être interprété comme un signe favorable d'intégration de la tige fémorale.

b. Les liserés :

15 % des tiges fémorales présentent un liseré inférieur à 2 mm limité aux zones 7 et 1. Dans le cas du cotyle, il a été retrouvé dans 7 cas (8,9 %), un liseré inférieur à 2 mm, non évolutif entre la radiographie post opératoire immédiate et au dernier recul. Aucun de ces patients ne se plaignait de douleur de hanche et les scores de satisfaction d'Oxford étaient tous compris entre bon (3 cas) et excellent (4 cas).

Un seul cotyle présente une évolution, avec l'apparition d'un liseré dans les 3 secteurs, qui n'était pas présent en post opératoire. Celui-ci est fortement évocateur d'un descellement aseptique. En effet, le patient présente un mauvais résultat clinique, avec

apparition de douleurs au niveau de sa hanche. Un changement cotyloïdien à court terme devra s'envisager.

Il faut enfin noter que dans 26,6 % des cas, un liseré visible au niveau cotyloïdien en post opératoire immédiat a disparu sur les radiographies au dernier recul. Ceci est probablement dû à un fraisage imparfait et à l'effet ostéoinducteur de l'hydroxyapatite.

c. Les hypertrophies corticales :

L'analyse des modifications corticales autour de la tige fémorale a montré qu'il existe dans notre série une hypertrophie corticale à type de stress shielding en bout de tige seulement dans 2,5 % des cas, ce qui est inférieur à ce que l'on retrouve dans la littérature. Ritter¹²⁸ concluait que les hypertrophies corticales après PTH étaient le résultat d'une distribution anormale des contraintes sur le fémur en charge, et que cela n'était pas en rapport avec des douleurs de cuisse ou un descellement prothétique.

Il n'y a jamais eu de douleurs de cuisse, spontanées ou provoquées par la percussion, en regard de ces épaisissements corticaux lors de l'examen clinique.

Dans les trois cas de douleur de cuisse spontanée, la radiographie ne montre pas d'épaissement cortical sur le fémur.

Nous avons interprété ce remodelage osseux comme un signe supplémentaire d'adaptation de l'os porteur aux nouvelles conditions biomécaniques de l'os prothésé selon un procédé analogue à un remodelage de cal osseux post-fracturaire. À noter que ce phénomène « d'adaptation » du contenant au contenu est à rapprocher des épaisissements corticaux « en virole », en pointe de tige, retrouvés à long terme et rapportés à propos des tiges cimentées de type Charnley-Kerboul, sans aucun phénomène douloureux.

d. Le remodelage du calcar :

L'étude du remodelage du calcar a montré l'existence, dans notre série, de 92 % d'atrophie modérée. Le calcar est une zone chirurgicale très particulière où la structure osseuse se continue avec la partie interne du col prothétique. En fait, cette zone pour un fémur non prothésé correspond au passage de l'axe préférentiel des lignes de force,

depuis le fût diaphysaire jusqu'à la zone acétabulaire. La substitution par un col prothétique va induire des modifications majeures dans la distribution de ces lignes de force, et donc de cette zone du calcar, en partie selon les lois de Wolff. Une atrophie partielle signifie un « by-pass » des lignes de contraintes directement de la zone métaphysaire de la tige au bassin via le col prothétique. Certains parlent à ce sujet de «stress shielding » interne, ce qui est vrai au sens biomécanique. Engh⁹⁷ fait ainsi d'une atrophie modérée du calcar un signe favorable de fixation proximale de la tige prothétique. Par contre, une atrophie majeure est toujours un signe de variation secondaire, par excès de contraintes. Elle est souvent associée à une hypertrophie corticale isolée en zone 3 de Gruen. Nous n'avons pas retrouvé, dans notre série, d'atrophies majeures du calcar.

Nous n'avons par ailleurs retrouvé aucun cas d'hypertrophie du calcar, ce signe traduisant une tentative du col fémoral pour stabiliser les tiges à fixation distale incomplète ou à fixation proximale insuffisante et qui est souvent associée à un piédestal instable et une ligne réactive proximale en zone 1 et 7 de Gruen⁹⁷.

e. Les ostéolyses :

Le problème majeur des arthroplasties totales de hanche comportant un couple de frottement métal-polyéthylène est l'usure du polyéthylène avec formation de débris d'usure, entraînant une réaction inflammatoire macrophagique, due à la résorption des débris de polyéthylène, et s'accompagnant d'une ostéolyse tant au niveau fémoral qu'acétabulaire, qui a pour conséquence un descellement des implants, surtout cotyloïdien puis fémoral, à plus ou moins long terme. Cette évolution a directement sous sa dépendance la longévité des prothèses totales de hanche. Ces ostéolyses notamment au niveau fémoral ont souvent été rapportées dans les séries de prothèses cimentées, avec l'existence d'ostéolyses étendues, expansives et multifocales au niveau des corticales fémorales.^{129, 130}

Le but du couple céramique-céramique est donc de limiter l'usure par la présence d'un couple dur-dur, et donc de diminuer les phénomènes d'ostéolyse et de descellement des implants cotyloïdiens et fémoraux.

Dans notre série, aucune des tiges fémorales ne présente de signe d'ostéolyse ou de cavitation des corticales.

Il n'a été retrouvé aucune ostéolyse ni étendue ni expansive ni multifocale au niveau de la tige fémorale dans toute la série.

Ces données confirment que l'association d'un couple céramique-céramique et d'un revêtement d'hydroxyapatite pour la tige fémorale limite l'ostéolyse.^{119, 131}

L'étude des scores radiographiques montre une repousse osseuse constante sur toutes les tiges fémorales de la série, en effet aucune prothèse fémorale n'a été considérée comme instable ou présentant une encapsulation fibreuse selon le score de Engh-Massin. Ces résultats suggèrent, là encore, le rôle favorable d'un couple céramique-céramique associé à un revêtement d'hydroxyapatite pour la stabilisation des tiges fémorales. Les résultats favorables de l'utilisation de tiges recouvertes d'hydroxyapatite sont rapportés dans la littérature avec des couples de frottement métal-polyéthylène (séries D'Antonio¹³²)

f. Le taux d'échec mécanique de la tige fémorale :

Nous avons analysé le taux d'échec mécanique de la tige fémorale, qui correspond aux cas de reprise pour descelllement aseptique et aux tiges descellées radiologiquement.

Dans notre série, aucune tige fémorale n'a été reprise pour descelllement aseptique et aucune tige fémorale n'a été considérée comme instable selon le score de Engh ou descellée radiographiquement.

Le taux d'échec mécanique de la tige fémorale Intégrale dans cette série de 100 prothèses totales de hanche est de 0 %.

Ce taux est comparable aux différentes séries de la littérature comportant des tiges fémorales recouvertes d'hydroxyapatite. Il est cependant meilleur que le taux des séries de prothèses totales de hanche comportant des tiges fémorales sans ciment à effet de surface poreux et aux séries de prothèses totales de hanche dont la tige fémorale est cimentée. Les différentes séries sont représentées dans le tableau 19 :

Auteur	Fixation	Délai (années)	Taux de survie
Chandler ¹⁰⁰	Cimentée	5,6	84,5%
Dorr ¹⁰⁵	Cimentée	9,2	72,8%
Collis ¹⁰²	Cimentée	14,9	84,3%
Ballard ¹³³	Cimentée	10	84,7%
Sullivan ¹³⁴	Cimentée	18	92,1%
Kim ¹³⁵	Non cimentée Poreux	7,2	80,8%
Callaghan ¹³⁶	Cimentée	20	77,4%
Kronick ¹³⁷	Non cimentée Poreux	8,3	98,9%
D'Antonio ¹³⁸	Non cimentée HAP	6,7	100%
Kim ¹²⁴	Non cimentée HAP	9,8	100%
Epinette ¹³⁹	Non cimentée HAP	17	99,2%
Nourrissat ¹⁴⁰	Non cimentée HAP	10	97,6%
Petit ¹⁴⁰	Non cimentée HAP	10	96,45%
Vidalain ¹⁴¹	Non cimentée HAP	10	98,45%
Delaunay ¹⁴⁰	Non cimentée Poreux	10	99,1%
Semay ¹⁴⁰	Non cimentée HAP	18	98,5%
Notre série ⁸²	Non cimentée HAP	9	100%

Tableau 19 : Revue de la littérature – Taux de survie des tiges fémorales

Il en résulte que la tige fémorale Intégrale, dans notre série, donne de bons résultats comparables aux autres séries de prothèses recouvertes d'hydroxyapatite de la littérature ; en effet, nous n'avons observé aucune ostéolyse fémorale distale dans notre série, de plus la migration de l'implant dans le fût fémoral couramment imputée aux implants sans ciment sans collerette n'est pas confirmée dans notre expérience. Et surtout, nous n'avons rencontré aucun échec mécanique fémoral et aucun descellement de la tige fémorale dans toute la série.

g. Le taux d'échec de la cupule Horizon :

Nous avons analysé le taux d'échec mécanique de la cupule, qui correspond aux cas de reprise pour descelllement aseptique et aux cotyles descellés radiologiquement.

Dans notre série, un cotyle a été repris pour descelllement aseptique et un autre cotyle est descellé radiographiquement (score ARA mauvais) et sera à reprendre chirurgicalement à court terme.

Le taux d'échec mécanique de la cupule Horizon dans cette série de 100 prothèses totales de hanche est de 2,3 % selon la méthode d'analyse de survie de Kaplan Meyer.

Ce taux est comparable aux différentes séries de la littérature comportant des cupules sans ciment. Les différentes séries sont représentées dans le tableau 20 :

Auteur	Fixation	Délai (années)	Taux de survie
Nourissat ¹⁴⁰	Non Cimenté HA	10	95,9%
Epinette ¹³⁹	Non Cimenté HA	11	96,85%
Dambreville ¹⁴⁰	Non Cimenté HA	10	96,95%
Semay ¹⁴⁰	Non Cimenté HA	10	96,5%
Notre série ⁸²	Non Cimenté HA	9	97,7%

Tableau 20 : Revue de la littérature – Taux de survie des cupules sans ciment

Les ossifications péri-articulaires de la hanche prothétique rencontrées dans notre série sont en majorité bénignes, avec une large majorité de stade 1 de Brooker (21 cas sur 27). Nous avons recensé deux ossifications péri-prothétiques de stade 3 de Brooker et aucune de stade 4. La fréquence de leur survenue (34,6 %) reste légèrement inférieure aux autres séries de la littérature quel que soit le mode d'ancrage des prothèses^{40, 142}. Aucune n'a nécessité de reprise chirurgicale et elles n'étaient pas corrélées à des douleurs de hanche ou des limitations des amplitudes articulaires.

3. Les complications

En ce qui concerne les complications classiques des prothèses totales de hanche, nous retrouvons des taux de complications identiques aux données de la littérature.

Avec six cas de luxation sur 100 prothèses totales de hanche, soit 6 % des cas, le taux de luxation de PTH est dans la moyenne supérieure des autres séries recensées dans la littérature^{143, 144} avec des taux évoluant entre 3 et 6 % en moyenne. Aucune luxation n'est signalée dans la série coréenne, mais il s'agissait d'un opérateur senior⁹⁹. Dans notre série, 4 luxations précoces et la luxation tardive sont survenues chez les 50 premiers patients opérés. Par la suite, il n'est à déplorer qu'un seul cas de luxation précoce. Ce taux de luxation, qui peut à première vue paraître relativement élevé, peut être expliqué par l'expérience inégale de l'équipe chirurgicale, mais il faut remarquer qu'aucune malposition d'implant n'a été décelée (analyse scannographique), et qu'aucune reprise chirurgicale n'a été nécessaire. Deux luxations sont survenues sur PTH implantées sur séquelle de fracture de cotyle, dont une dans un cas de reprise prothétique. Dans 3 cas sur six, la voie d'abord des prothèses luxées était antérolatérale, et dans 3 cas postéro externe. Par ailleurs, seules des têtes céramiques de diamètre 28 mm ont été utilisées ici, alors que dans la majeure partie des séries publiées, les têtes sont de diamètre 32 mm, offrant ainsi une meilleure stabilité. Par ailleurs, les prothèses de cette série ont été implantées sans navigation chirurgicale.

Les prothèses ayant eu une luxation n'ont pas présenté d'évolution défavorable, ni sur le plan radiographique, ni sur le plan fracturaire (pas de fracture de tête céramique).

L'utilisation de têtes céramiques de diamètre 32 mm et 36 mm depuis Avril 2002, l'utilisation systématique de la navigation chirurgicale et l'expérience acquise a fortement fait diminuer ce taux de luxation aujourd'hui.

Nous avons retrouvé 3 cas de fissures per-opératoires du calcar. Celles-ci ont été sans conséquences pour le patient et s'expliquent par une impaction trop violente ou une vigilance insuffisante du chirurgien lors de l'implantation. L'inexpérience peut aussi expliquer ces cas. Le design de l'implant fémoral ne peut être mis en cause devant ce faible taux de fissures per opératoires. Dans la littérature, le taux de fissuration du calcar

varie entre 4 % et 22 %^{145,124}. Cette complication est inhérente à la technique qui a pour but de remplir en « press fit » la partie proximale du canal fémoral¹⁴⁶.

Nous avons noté que la survenue d'une fracture du calcar n'a eu aucune incidence significative ni sur les résultats cliniques (PMA et HHS) ni radiographiques (Engh, ARA fémur) quand on les compare aux fémurs sans fractures ($p > 0,05$).

Une fracture du débord de l'insert cotyloïdien est survenue en per opératoire dans un seul cas, lors de l'impaction de l'insert. Une erreur technique explique ce cas par une impaction d'un insert incomplètement positionné. Une manœuvre de réduction de la prothèse difficile ou des luxations récidivantes peuvent être des causes de fracture du rebord de l'insert céramique¹⁴⁷. Au dernier recul, le bilan radiographique et clinique de ce patient était tout à fait satisfaisant.

Il n'y a pas eu de fracture de tête céramique dans notre série.

Les douleurs de cuisse représentent une complication classique de l'arthroplastie totale de hanche sans ciment, elles sont un facteur d'échec de ce type de chirurgie pouvant amener au changement de l'implant fémoral. Dans notre série, nous avons recensé trois cas de douleur de cuisse au dernier recul soit 3 % des cas, associée à des douleurs du pli de l'aîne et de la fesse. Cette douleur était qualifiée de modérée. Elle était associée à des scores PMA et HHS mauvais et moyen et des bons scores radiologiques (Engh global : réhabilitation confirmée, ARA fémur total à 5). Il n'a pas été retrouvé sur les clichés radiographiques de signes de « stress shielding ».

Une forte prévalence de douleurs de cuisse a été reportée, dans différentes séries de la littérature, après arthroplastie totale de hanche.^{95, 135, 148, 149} Nos résultats, pour ce type de complication, sont meilleurs comparés aux différentes séries de la littérature utilisant un revêtement d'hydroxyapatite¹³⁸ : dans une étude multicentrique américaine sur 324 prothèses totales de hanche, Capello dénombre 10 % de douleurs de cuisse invalidantes¹⁵⁰ ; nos résultats sont bien meilleurs que ceux des séries utilisant des prothèses à revêtement poreux¹⁴⁸. Une cause souvent évoquée est un ajustage trop serré de la queue d'une tige trop rigide dans le canal fémoral. Une autre cause possible est une fixation secondaire très lente, source de douleurs, avec défaut de fixation de la tige.

La faible prévalence de douleurs de cuisse dans notre série peut être attribuée à la bonne stabilité axiale et torsionnelle de la tige fémorale dans sa partie proximale.

Concernant le problème du squeaking, 5 patients ont rapporté des phénomènes de grincements pouvant être étiquetés comme authentique squeaking. Les données actuelles de la littérature sur ce sujet rapportent des taux variant de 0,3%¹¹³ à plus de 20%¹⁵¹. Cependant, aucun patient ne s'est plaint au point de demander un changement de prothèse.

CONCLUSION

Cette étude concerne les résultats radio cliniques d'une série rétrospective de 100 prothèses totales de hanche sans ciment à couple de frottement céramique/céramique implantées entre octobre 1999 et décembre 2000. Il s'agissait d'implants avec un unique design tant cotyloïdien que sur la tige fémorale. Les implants étaient recouverts d'hydroxyapatite et la série avait été réalisée avec des têtes céramiques de diamètre 28 mm par 8 chirurgiens d'expérience variable. Au terme de cette étude, un certain nombre de points importants peuvent être dégagés :

- L'excellente ostéointégration de la tige et du cotyle, avec une seule reprise chirurgicale unipolaire pour un descellement cotyloïdien aseptique à 5 ans témoigne de la fiabilité des implants.

- Le taux de luxation relativement élevé peut être expliqué par l'expérience inégale de l'équipe chirurgicale, mais il est à noter qu'aucune malposition d'implant n'a été descellée (scanner) et qu'aucune reprise chirurgicale pour ce problème n'a été nécessaire. Par ailleurs, seules des têtes de diamètre 28 mm ont été utilisées ici, alors que dans la majeure partie des séries publiées, les têtes étaient de diamètre 32 mm.

L'utilisation de têtes de diamètre 32 et 36 depuis avril 2002 ainsi que l'utilisation systématique de la navigation chirurgicale et l'expérience acquise ont très fortement fait diminuer ce taux de luxation.

- Il n'y a eu aucun cas de rupture de tête céramique mais une fracture du débord de l'insert cotyloïdien, survenue en per-opératoire lors de l'impaction de l'insert. Une erreur technique explique ce cas par une impaction d'un insert incomplètement positionné.

- Il y a eu 5 cas de squeaking.

- 3 fissures du calcar survenues en per-opératoire, sans conséquence pour le patient, s'expliquent par une impaction trop violente ou une vigilance insuffisante du chirurgien lors de l'implantation. Le design de l'implant fémoral ne peut être mis en cause devant ce faible taux de fissure.

- l'amélioration fonctionnelle et la satisfaction des patients, évaluées au moyen des scores de Harris, PMA et d'Oxford témoignent de l'intérêt de ce type de prothèse.

L'ensemble de ces résultats à 9 ans de recul et l'utilisation systématique de la navigation chirurgicale pour un positionnement optimal des implants depuis 2005 nous conforte donc dans l'utilisation du couple céramique-céramique chez le sujet considéré jeune.

Il sera utile de poursuivre le suivi radio clinique de cette série pour analyser le comportement du couple céramique/céramique à plus long terme.

Chapitre 3

INTERET DES VIS DE FIXATION POUR LES COTYLES PRESS FIT A COUPLE DE FROTTEMENT CERAMIQUE

INTRODUCTION

L'étude à long terme a montré l'intérêt de l'utilisation de PTH sans ciment à couple de frottement céramique⁸². L'usure est quasi indétectable certes, mais de par la rigidité de l'alumine, certains chirurgiens craignent des non fixations cotyloïdiennes par excès de contrainte à la jonction os-métalback⁴⁰. En effet, la céramique est 100 fois plus rigide que les polymères et 300 fois plus rigide que l'os.. Elle possède donc de faibles capacités de déformation et d'absorption des chocs. L'échec de la fixation des implants cotyloïdiens à couple de frottement céramique était la principale cause de reprise de ces prothèses dans le passé^{22, 32, 70, 71, 73, 152}

Pour cette raison, certains praticiens utilisent une fixation en press fit de la cupule renforcée par l'adjonction de vis de façon systématique.

Dans le service des Pr. Carret, Béjui-Hugues et Guyen, certains chirurgiens utilisent de façon systématique des vis de fixation supplémentaires avec les couples de frottement céramique, d'autres n'en utilisent jamais pour des PTH « standard ».

L'objectif de ce travail était donc d'étudier la stabilité et la migration des cotyles press fit à couple de frottement alumine-alumine mis en place en press fit isolé, ou associé à des vis de fixation, afin de rechercher une différence entre ces deux modes de fixation, et d'en évaluer leurs complications. Nous avons réalisé cette étude sur la même série de patients que décrite précédemment.

MATERIEL et METHODE

I. Description de la population étudiée

1. Epidémiologie

Sur ces 100 PTH décrites précédemment, 51 ont été implantées en press fit isolé, et 49 en press fit renforcé par des vis, formant ainsi la population des 2 groupes comparés, « avec vis » et « sans vis ».

1. Pour le groupe « avec vis » :

Il s'agissait de 49 PTH implantées chez 47 patients (30 hommes, 17 femmes). Dans 24 cas, la PTH avait été implantée du côté gauche, dans 25 cas à droite.

L'âge moyen était de 49 ans (extrêmes allant de 20 à 71 ans). Le poids moyen était de 76,3 kg (extrêmes allant de 50 à 165 kg). La taille moyenne était de 163,4 cm (extrêmes allant de 152 à 218 cm). L'indice de masse corporel moyen (IMC) était de 26,6 (extrêmes allant de 17 à 37).

2. Pour le groupe « sans vis » :

Il s'agissait de 51 PTH implantées chez 45 patients (29 hommes, 16 femmes). Dans 26 cas, la PTH avait été implantée du côté gauche, dans 25 cas à droite.

L'âge moyen était de 56 ans (extrêmes allant de 20 à 73 ans). Le poids moyen était de 74,1 kg (extrêmes allant de 49 à 110 kg). La taille moyenne était de 169,6 cm (extrêmes allant de 152 à 189 cm). L'indice de masse corporelle moyen était de 25,7 (extrêmes allant de 16,9 à 35,3).

3. Comparabilité des deux groupes :

Les deux groupes « vis » et « sans vis » étaient comparables en nombre de personnes, poids, taille, IMC et côté ($p > 0.05$).

Par contre, la différence entre les deux groupes était significative au niveau de l'âge moyen ($p= 0,009$), le groupe avec vis étant en moyenne plus jeune que le groupe sans vis.

Les données épidémiologiques ont été regroupées dans le tableau 21.

100 hanches	vis	sans vis	significativité
Patients	47 (2 bilatérales)	45 (6 bilatérales)	NS
Sexe			
Femme	17	16	NS
Homme	30	29	NS
Côté			
Droit	25	25	NS
Gauche	24	26	NS
Age lors de la chirurgie	49 (20-71)	56 (20-73)	P = 0.009
Poids	76,3 (50-165)	74,1 (49-110)	NS
Taille	163,4 (152-218)	169,6 (152-189)	NS
IMC lors de la chirurgie	26,6 (17-37)	25,7 (16,9-35,3)	NS

Tableau 21 : Population étudiée et comparabilité des groupes

2. Etiologies

Les étiologies ont déjà été rapportées dans l'étude précédente (Tableau 2). Elles ne seront donc pas détaillées. La répartition des cas dans les groupes « vis » et « sans vis » est rapportée dans le tableau 22.

Etiologies	VIS	SANS VIS
Coxarthrose primitive	20	34
Coxarthrose destructive rapide	2	0
Coxite rhumatoïde	2	2
Ostéonécrose	8	8
Coxarthrose secondaire (vice architectural)	10	3
Coxarthrose secondaire (fracture cotyle)	2	3
Reprise bipolaire	3	1
Fracture du col (démontage ostéosynthèse)	1	0
Désarthrodèse	1	0
Total	49	51

Tableau 22 : Répartition des étiologies en fonction des groupes

3. Antécédents de la hanche avant l'intervention

Dans le groupe « vis », 7 patients ont été opérés au moins une fois avant la mise en place de la prothèse. Dans le groupe « sans vis », 4 patients ont été opérés au moins une fois avant la mise en place de la prothèse.

La répartition de ces interventions est rapportée dans le tableau 23.

Type d'intervention	VIS	SANS VIS
Arthrodèse	1	0
PTH	3	1
Ostéosynthèse de fracture du col du fémur	1	0
Ostéosynthèse de fracture de cotyle	1	1
Ostéotomie de bassin	1	2

Tableau 23 : Antécédents de la hanche avant l'intervention

4. Scores cliniques avant chirurgie

Il n'a pas été retrouvé de différence significative entre les deux groupes pour les scores pré-opératoires de Harris⁹¹ et de Postel Merle d'Aubigné⁸⁹.

Les scores de Harris en pré-opératoire étaient en moyenne de 40,7 pour le groupe « vis » et de 41,6 pour le groupe « sans vis ». La différence n'était pas significative ($p > 0.05$).

Les scores de Postel Merle d'Aubigné (PMA) en pré-opératoire étaient en moyenne de 7,5 pour le groupe « vis » et de 8,3 pour le groupe « sans vis ». La différence entre les deux groupes n'était pas significative ($p > 0.05$).

Les résultats sont regroupés dans le tableau 24.

	Harris pré opératoire		PMA pré opératoire	
	VIS	SANS VIS	VIS	SANS VIS
Moyenne	40,7	41,6	7,5	8,3
Dev. std	6,4	7,5	1,1	1,9
Minimum	25	20	3	4
Maximum	55	60	10	13

Tableau 24 : Scores cliniques avant chirurgie

II. Implants chirurgicaux

Les implants chirurgicaux utilisés étaient le cotyle Horizon[®] (cotyle sans ciment de 1^{ère} intention de la société Amplitude) et la tige Intégrale[®] (tige sans ciment de 1^{ère} intention de la société Amplitude).

Leur description a été effectuée en détail dans l'étude précédente au niveau de la partie matériel et méthode. Ils ne seront donc pas détaillés ici.

Nous insistons seulement sur le fait que le cotyle Horizon pouvait être impacté en press fit isolé ou avec l'ajout de vis de fixation. Cette décision était prise par le chirurgien en fonction de ses habitudes. Il s'agissait donc du même implant, et il n'était pas nécessaire de disposer d'ancillaire supplémentaire en fonction de l'utilisation ou non de vis de fixation.

III. Type d'étude

Comme pour l'étude précédente, il s'agissait d'une étude rétrospective.

IV. Evaluation clinique

La méthode d'évaluation clinique était identique à celle décrite dans l'étude précédente. L'évaluation fonctionnelle de la hanche était effectuée à l'aide des scores de Harris⁹¹ (annexe 2) et de Postel Merle d'Aubigné⁸⁹ (annexe 3) en préopératoire et au dernier recul. Les mobilités au dernier recul étaient évaluées.

La présence de complications était systématiquement recherchée.

V. Evaluation radiologique

Le bilan radiographique pré et post-opératoire a été détaillé dans l'étude précédente. Il comprenait une radiographie de bassin de face et la hanche opérée de profil.

Ce bilan permettait l'analyse dans le temps des liserés selon la classification topographique de De Lee et Charnley pour le cotyle ⁹⁶ décrite dans l'étude précédente (figure 28).

VI. Analyse statistique

L'analyse statistique des résultats a utilisé le test de Student. Il permettait de calculer si la différence entre les scores cliniques (Harris, PMA) pré-opératoire et au dernier recul était significative. Un degré de significativité $p < 0,05$ a classiquement été retenu.

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

L'ensemble de ces paramètres a été analysé à l'aide du logiciel Stat view 5.0.

RESULTATS

I. Données chirurgicales

1. Voie d'abord

Pour le groupe « avec vis », la voie d'abord était postéro externe pour 22 patients et antéro externe selon Hardinge pour 27 patients.

Pour le groupe « sans vis », la voie d'abord était postéro externe pour 13 patients et antéro externe selon Hardinge pour 38 patients.

2. Incidents pendant la chirurgie

Pour le groupe « avec vis », un refend accidentel du calcar s'est produit dans 3 cas.

Ce refend a toujours été vu en per-opératoire. La prise en charge a consisté à la mise en place d'un cerclage métaphysaire proximal au dessus du petit trochanter.

Par ailleurs, pour le groupe « avec vis », dans 1 cas, une allogreffe de fond de cotyle a été réalisée (reprise de PTH sur fracture du cotyle, avec cotyle coté stade 3 de la SOFCOT en per opératoire) ayant par la suite entraîné un appui différé au 45^{ème} jour post opératoire.

Ces incidents n'ont pas influencé le chirurgien pour la mise en place des vis.

Il n'y a eu aucun incident à déplorer pour le groupe « sans vis ».

3. Implants posés

a. Taille des implants cotyloïdiens :

La taille des implants cotyloïdiens utilisés et leur nombre respectif sont décrits dans le tableau 25 et la figure 38

Taille de cotyle	VIS	SANS VIS
48	12	5
50	9	12
52	7	14
54	4	13
56	10	4
58	2	2
60	2	1
62	3	0

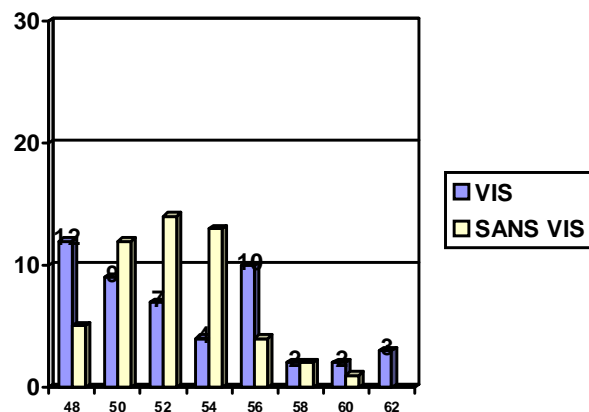


Tableau 25 : implants Cotyloïdiens

Figure 38 : Répartition des implants cotyloïdiens

b. Nombre de vis par cotyle :

51 cotyles ont été mis sans vis. 49 cotyles ont été mis avec au moins 1 vis. Le nombre de vis utilisées par cotyle pour la stabilisation est décrit dans le tableau 26 et la figure 39.

Nombre de vis par cotyle	Nombre
0 vis	51
1 vis	10
2 vis	30
3 vis	7
4 vis	2

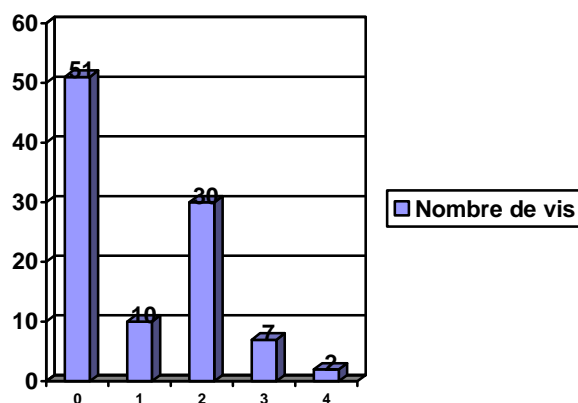


Tableau 26 : Répartition du nombre de vis utilisées

Figure 39 : Répartition du nombre de vis

Le tableau 27 détaille le nombre de cotyles par taille, ayant été stabilisés par 0,1, 2, 3 ou 4 vis.

Taille	Vis	0	1	2	3	4
Cotyle						
48		5	4	7	1	
50		12	3	5		1
52		13		6	2	
54		13		2	2	
56		4	3	7		
58		2		1	1	
60		2		1		
62				1	1	1

Tableau 27 : Tableau croisé taille de cotyle/nombre de vis

II. Patients revus et recul moyen

Dans le groupe « avec vis », 42 patients ont été revus avec un recul jugé suffisant (minimum 72 mois).

On note 3 patients perdus de vue et 4 patients décédés.

Pour 7 patients de ce groupe, l'analyse radiologique au dernier recul n'a pas pu être effectuée. L'analyse radio pour ce groupe porte donc sur 35 PTH.

Le délai moyen pour ce groupe entre l'implantation prothétique et le dernier contrôle était de 106,3 mois [extrêmes allant de 74 à 121 mois].

L'âge moyen lors du dernier contrôle clinique était de 61,2 ans [extrêmes allant de 28 à 79 ans] pour ce groupe.

Dans le groupe « sans vis », 47 patients ont été revus avec un recul jugé suffisant (minimum 72 mois).

On note 1 patient perdu de vue et 3 patients décédés.

Pour 4 patients de ce groupe, l'analyse radiologique au dernier recul n'a pas pu être effectuée. L'analyse radio pour ce groupe porte donc sur 43 PTH.

Le délai moyen pour ce groupe entre l'implantation prothétique et le dernier contrôle clinique était de 107,1 mois [extrêmes allant de 72 à 125 mois].

L'âge moyen lors du dernier contrôle clinique était de 60,8 ans [extrêmes allant de 29 à 74 ans] pour ce groupe.

Le tableau 28 détaille le nombre de patients revus dans chaque groupe

	VIS	SANS VIS	TOTAL
PATIENTS	47	45	92
PTH	49	51	100
Analyse Clinique Exploitable	42	47	89
Perdus de vue	3	1	4
Décédés	4	3	7
Analyse Radio Exploitable	35	43	78
Recul Moyen (mois)	106,3	107,1	106,6

Tableau 28: répartition des cas

III. Scores cliniques

1. Amplitudes articulaires

Le tableau 29 rapporte les amplitudes articulaires moyennes en degrés au dernier recul pour les groupes « vis » et « sans vis ». Il n'y avait pas de différence significative retrouvée pour l'ensemble des amplitudes de mobilité ($p > 0.005$)

	VIS	SANS VIS	P
Flexion	96,2 (9,6)	98,0 (10,4)	0,4 (ns)
Extension	0,6 (2)	0,0 (0)	0,08 (ns)
Abduction	33,7 (9,7)	35,9 (9,7)	0,3 (ns)
Adduction	20,4 (8,2)	21,8 (9,1)	0,4 (ns)
Rotation externe	23,0 (13,1)	24,9 (15,2)	0,5 (ns)
Rotation interne	17,9 (11,3)	22,8 (13,8)	0,06 (ns)

*Tableau 29 : Amplitudes articulaires moyennes en degrés (avec déviation standard) au dernier recul.
Valeur de P significative si $< 0,005$.*

2. Score de Harris

L'évaluation fonctionnelle selon le score de Harris était en moyenne de 40,7 pour le groupe « vis » et 41,6 pour le groupe « sans vis » en pré-opératoire. Au dernier recul, il était en moyenne de 92,3 pour le groupe « vis » et de 93,9 pour le groupe sans vis. (Figure 40).

Au dernier recul, la différence entre les deux groupes n'était pas significative ($p < 0,05$).

Le gain moyen du HSS était de 51,5 pour le groupe « vis » et de 52,3 pour le groupe « sans vis », avec des extrêmes allant de 13 à 70 (DS= 13,9) pour le groupe « vis » et de 15 à 74 (DS=12,7) pour le groupe « sans vis ».

La différence entre les scores pré opératoire et au dernier recul était significative pour le groupe « vis » et « sans vis » ($p < 0.001$).

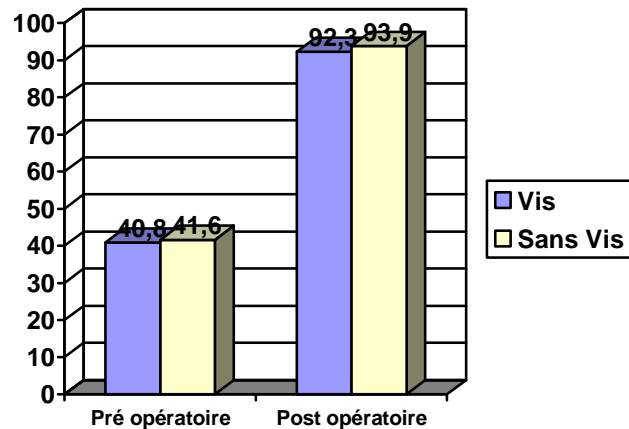


Figure 40 : Score de Harris pré et post-opératoire

3. Score Postel Merle d'Aubigné (PMA)

L'évaluation fonctionnelle selon le score de Postel Merle d'Aubigné était en moyenne de 7,5 en pré-opératoire pour le groupe « vis » et de 8,3 pour le groupe « sans vis ». Au dernier recul, il était en moyenne de 16,5 pour le groupe « vis » et de 16,6 pour le groupe « sans vis ». (Figure 41).

Au dernier recul, la différence entre les deux groupes n'était pas significative ($p < 0,05$).

Le gain moyen du score PMA était de 9 pour le groupe « vis » et de 8,3 pour le groupe « sans vis » avec des extrêmes allant de 3 à 12 (DS= 3,0) pour le groupe « vis » et des extrêmes allant de 0 à 12 (DS= 3,2) pour le groupe « sans vis ».

La différence entre les scores préopératoire et au dernier recul était significative pour les deux groupes avec $p < 0.0001$.

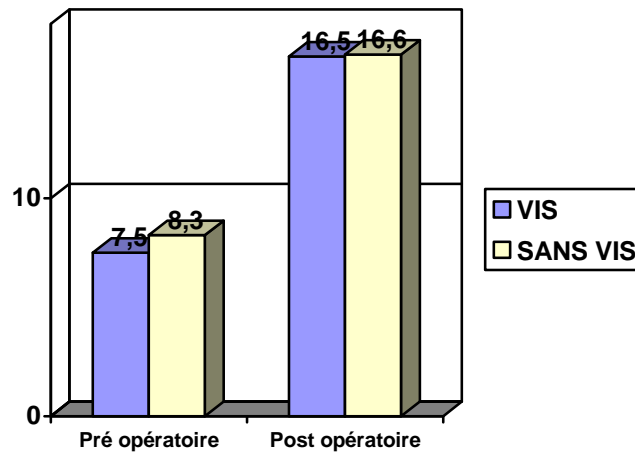


Figure 41 : PMA pré et post-opératoire

IV. Résultats radiologiques

On rappelle que l'analyse radiographique porte sur 35 PTH pour le groupe « vis » et 43 PTH pour le groupe « sans vis ». Elle était réalisée manuellement par 2 examinateurs indépendants.

Aucune migration d'implant (tige ou cotyle) n'a été observée au dernier recul dans aucun des deux groupes.

Aucune usure n'a été observée au niveau du cotyle au dernier recul.

- Liseré non évolutif : Pour 3 patients dans le groupe « vis » et 4 patients dans le groupe « sans vis », il est retrouvé un liseré non évolutif, inférieur à 2 mm, identique entre la radio post-opératoire et la radio au dernier recul. La différence entre les deux groupes est non significative ($p < 0.005$)

- 3 cas en zone I, II de DeLee et Charnley (1 dans le groupe « vis », 2 dans le groupe « sans vis »).
 - 4 cas en zone II isolée de DeLee et Charnley (2 dans le groupe « vis », 2 dans le groupe « sans vis »)
- Liseré évolutif : Dans 2 cas (1 « vis », 1 « sans vis », il existait au dernier recul un liseré cotyloïdien dans les secteurs I, II et III associé à des douleurs modérées signant un descellement cotyloïdien. Une reprise chirurgicale unipolaire a été effectuée.
 - Disparition du liseré : Dans 10 cas (4 dans le groupe « vis », 6 dans le groupe « sans vis »), un liseré en post-opératoire immédiat avait disparu au dernier recul.

V. Complications / Reprises Chirurgicales

Le tableau 30 rapporte le nombre de reprises chirurgicales ayant nécessité un changement unipolaire ou bipolaire des implants dans chacun des deux groupes.

Cause Reprise	VIS	SANS VIS
SEPSIS	1	0
DESCELLEMENT	1	1
INSTABILITE	0	0
Synd PSOAS	1	0

Tableau 30: causes de reprises chirurgicales

1. Complications septiques:

Nous déplorons 1 sepsis précoce dans le groupe «sans vis » ayant nécessité un simple lavage chirurgical sans changement des implants, et un sepsis tardif à 12 mois ayant nécessité un traitement en 2 temps avec ablation des implants pour le groupe « vis ».

2. Descellement cotyloïdien:

Nous avons eu à déplorer 2 cas de descellement aseptique cotyloïdien ayant nécessité une reprise unipolaire :

Un descellement à 5 ans dans le groupe « sans vis » (dossier n° 43551), qui a bénéficié d'un changement cotyloïdien par un nouveau cotyle horizon, implanté en press fit, sans adjonction de vis. Depuis la reprise chirurgicale, le patient juge sa hanche oubliée et la radio ne montre pas de liserés.

Un descellement à 10 ans dans le groupe « vis » (dossier n° 29912), qui a bénéficié récemment d'un changement de cotyle, avec mise en place d'un cotyle double mobilité.

3. Instabilité et luxation:

Malgré le nombre relativement important de luxations précoces, aucun patient n'a nécessité de reprise chirurgicale pour ce problème.

Nous déplorons 3 luxations précoces pour le groupe « vis » et 2 pour le groupe « sans vis » et une luxation tardive au 8^{ème} mois post-opératoire pour le groupe « sans vis » n'ayant pas récidivé.

La prise en charge de ces luxations a été détaillée dans l'étude précédente.

A noter qu'un patient du groupe « vis » a présenté 2 épisodes de subluxation n'ayant pas récidivé, sans anomalie de positionnement des implants.

4. Syndrome du psoas:

Deux cas : Un dans le groupe « vis » ayant été réopéré (Figure 42) : Reprise chirurgicale pour procéder à l'ablation d'une vis cotyloïdienne qui irritait le tendon du psoas iliaque. L'ablation de la vis sans changement des pièces prothétiques n'a amélioré que partiellement le patient.

Un cas pour le groupe « sans vis » non opéré, traité médicalement.

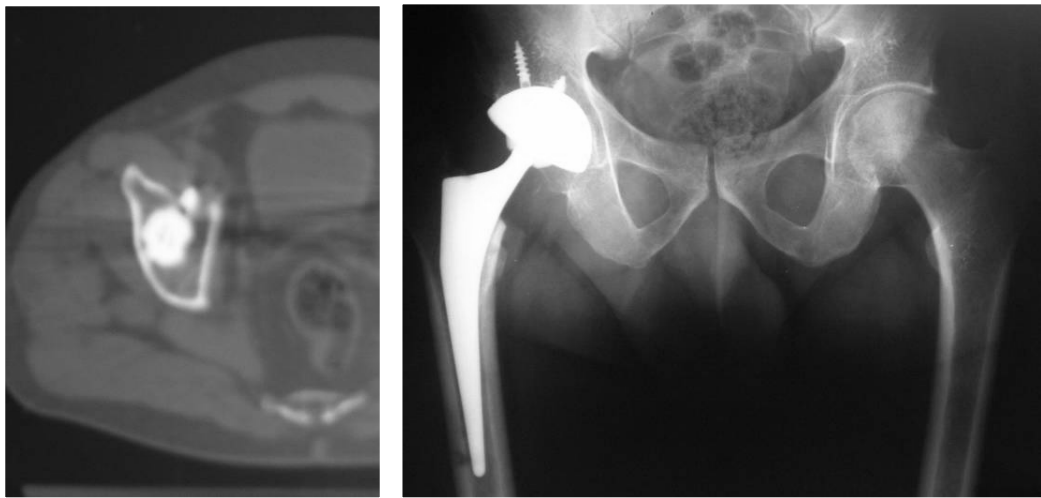


Figure 42 : Syndrome du psoas par irritation d'une vis de fixation

5. Squeaking:

Deux patients présentaient un squeaking dans le groupe « vis », 3 patients dans le groupe « sans vis ». La différence n'était pas significative ($p > 0.05$).

VI. Survie du cotyle Horizon®.

Nous avons analysé la survie du Cotyle Horizon® selon la méthode de Kaplan Meyer pour les groupes « vis » et « sans vis », en prenant comme critère d'échec toute cause de reprise chirurgicale ayant nécessité un changement de l'implant.

Il y a eu 3 reprises chirurgicales pour le groupe « vis » ; Un descellement aseptique à 10 ans, un sepsis à 12 mois et une reprise chirurgicale pour ablation de vis et changement de l'insert céramique sans changement de la cupule (syndrome du psoas).

Pour le groupe « sans vis », il y a eu une reprise chirurgicale à 5 ans pour descellement aseptique. Le lavage chirurgical pour sepsis précoce n'est pas pris en compte car il n'y a pas eu de changement d'implants.

A noter qu'aucune reprise n'a été nécessaire pour un problème au niveau de la tige fémorale dans aucun des deux groupes.

La survie cumulée pour le Cotyle Horizon® est de 98,0% à 10 ans de recul pour le groupe « sans vis », et de 93,8% pour le groupe « avec vis ». La différence n'est pas significative ($p = 0,3$).

Le graphique 43 représente la courbe de survie du Cotyle Horizon® pour les deux groupes.

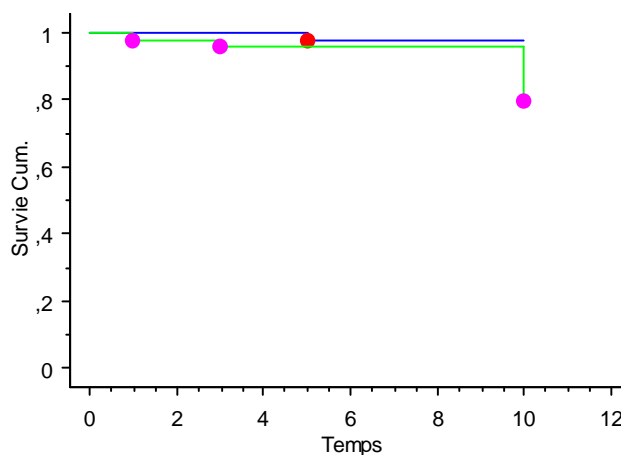


Figure 43 : Courbe de Kaplan-Meyer pour la survie du Cotyle Horizon

En vert : Groupe vis

En bleu : Groupe sans vis

DISCUSSION

I. Remarques générales

Le but de cette étude était de comparer deux groupes de sujets ayant bénéficié du même implant, différant seulement par la fixation renforcée ou non de vis supplémentaires afin de rechercher une supériorité ou un intérêt en terme de stabilité et d'ostéointégration dans la fixation par vis supplémentaire, pour la survie des implants à couple de frottement céramique-céramique.

Les résultats de cette série (groupe avec ou sans vis confondus) confirment les bons résultats au niveau de la survie des précédentes séries de PTH de première intention sans ciment implantées en press fit avec ou sans vis complémentaires^{107, 119, 122, 124}.

Cependant, les séries précédentes portaient sur des couples de frottement métal-polyéthylène, et les cupules mises en place avec des vis posaient le problème des débris de polyéthylène et de l'augmentation du risque d'ostéolyse dû à la progression des particules de PE le long du trajet de la vis, dans le pelvis¹⁵³⁻¹⁵⁶.

Cette série est la première série comparant un unique implant à couple de frottement céramique-céramique, mise en place sans ciment, pour rechercher une différence en terme de stabilité, risque de migration et d'ostéolyse, par le fait d'ajouter ou non au press-fit des vis de fixation.

II. Méthodologie

1. Niveau de preuve

Cette étude est une étude de type IV, c'est-à-dire avec un faible niveau de preuve, car il s'agit d'une étude comparative rétrospective (tableau 18).

2. Matériel et méthode

a. Comparabilité des deux groupes

Dans notre série, les deux groupes « vis » et « sans vis » étaient comparables en nombre de personnes, poids, taille, IMC et côté ($p > 0.05$). Par contre, la différence entre les deux groupes était significative au niveau de l'âge moyen ($p = 0,009$), le groupe avec vis étant en moyenne plus jeune que le groupe sans vis.

b. Séries de la littérature

Iorio ¹⁵⁷ a analysé la stabilité et le descellement de 775 cupules acétabulaires non cimentées avec ou sans vis de fixation. 509 cupules étaient fixées avec des vis supplémentaires, et 226 en press fit uniquement. Le recul moyen était de 6,3 ans pour le premier groupe (extrêmes allant de 2 à 10 ans) et de 6,9 ans pour le second groupe (extrêmes allant de 2 à 10 ans). Il n'a pas prouvé d'aspect favorable ou délétère à l'ajout de vis. Cependant, cette étude était basée sur des couples de frottement métal-polyéthylène et ne s'intéressait pas au couple céramique-céramique. C'est pourquoi cette étude ne pouvait répondre à la question qui se pose avec la céramique, à savoir si la grande rigidité de ce matériau, qui peut potentiellement créer de trop importantes contraintes à la jonction os-métalback, doit justifier ou non de l'ajout de vis pour diminuer les risques de descellement à long terme.

Nous n'avons pas retrouvé d'autres séries dans la littérature à ce sujet.

Notre série est donc la première sur ce sujet.

c. Recueil des données

Le recueil rétrospectif des données per-opératoires (incidents per-opératoires) et post-opératoires est moins exhaustif que ne le serait un recueil prospectif. Cependant, le recueil rétrospectif de données est fréquemment d'usage dans ce type d'études.

d. Amplitudes articulaires

La mesure des amplitudes articulaires au dernier recul a été évaluée de façon classique, c'est à dire par évaluation visuelle simple. Cette méthode, employée quasi-unaniment lors des consultations, peut être critiquable. En effet, nous avons démontré dans une étude publiée dans le Journal of arthroplasty en 2009, que cette méthode est faiblement reproductible d'une mesure à une autre, entre 2 observateurs différents (faible répétabilité inter-observateur), mais aussi entre 2 mesures effectuées par le même observateur (faible répétabilité intra-observateur) ¹²⁶. Cependant, compte tenu de l'usage répandu de cette méthode et de sa simplicité, nous avons conservé ce type d'évaluation pour cette étude.

e. Analyse radiographique

L'analyse radiographique a été effectuée par 2 observateurs indépendants pour les 50 premiers dossiers, puis par un seul observateur pour les 50 dossiers suivants. Aucun logiciel n'a été utilisé pour analyser les radiographies et les mesures étaient donc effectuées manuellement, laissant parfois une large part à la subjectivité des observateurs.

III. Résultats

1. Résultats cliniques

Au niveau des résultats cliniques, l'amélioration fonctionnelle, rapportée au moyen des scores de Harris et PMA, était significativement augmentée au dernier recul. Par ailleurs, il n'y avait pas de différence entre les deux groupes au dernier recul. Les résultats des deux groupes étaient comparables voire supérieurs aux données de la littérature pour les séries press fit, avec ou sans vis à recul équivalent ^{121, 119, 27,124, 107}.

2. Amplitudes de mobilité post-opératoire

Concernant les amplitudes de mobilité en post opératoire, celles-ci étaient bonnes, avec une flexion moyenne de 96,2° pour le groupe « vis » et 98° pour le groupe « sans vis ». Là encore, la différence entre ces deux groupes n'était pas significative. Ces amplitudes étaient mesurées au moyen d'une évaluation visuelle. Même si les mobilités mesurées ne sont pas celles d'une hanche de physiologie normale, comme décrite par Kapandji ¹²⁵ (flexion à 120°, abduction 45°, adduction 30°, rotation externe 60° et rotation interne 30°), elles permettaient la réalisation des activités quotidiennes. Dans la littérature, Hamadouche ²⁷ rapporte une flexion moyenne à 85°, à 18,5 ans de recul, chez des patients dont la moyenne d'âge lors de l'intervention était de 62,2 ans.

L'âge plus élevé des patients lors de l'intervention, ainsi que le recul plus important de sa série, peuvent expliquer cette différence retrouvée au niveau de la flexion moyenne. Par ailleurs, dans sa série et la nôtre, toutes les amplitudes de mobilité ont été rapportées par une évaluation visuelle. Les problèmes de fiabilité et de répétabilité de cette méthode ayant été récemment démontrés ¹²⁶, les amplitudes moyennes de mobilité ne paraissent donc pas devoir être comparées d'une série à une autre.

3. Résultats radiologiques

Au niveau de l'analyse radiologique, dans notre série, il n'y a pas eu de migration d'implants aussi bien pour le groupe avec vis que sans vis. Aucune usure du couple de frottement n'a été constatée. Il y a eu un descellement aseptique dans chaque groupe : Pour le groupe « sans vis », il s'agissait d'une erreur d'impaction avec un liseré visible dès le post opératoire. Le patient a été repris à 5 ans pour un changement unipolaire par le même type d'implant. Les résultats à 5 ans de cette reprise sont tout à fait satisfaisants. Pour le descellement aseptique dans le groupe « vis », celui-ci vient d'être repris pour un changement unipolaire. Compte tenu de l'âge du patient lors de la reprise chirurgicale (à 10 ans de sa primo implantation), un changement de cotyle a été décidé, et un cotyle

double mobilité a été implanté en press fit. Les résultats à court terme sont satisfaisants chez ce patient.

Il faut enfin noter que dans 10 cas (4 dans le groupe « vis », 6 dans le groupe « sans vis »), un liseré en post-opératoire immédiat a disparu au dernier recul. Ceci est probablement dû à un fraisage imparfait et à l'effet ostéoinducteur de l'hydroxyapatite.

4. Taux d'échec mécanique

Nous avons analysé le taux d'échec mécanique de la cupule pour les deux groupes, qui correspond aux cas de reprise pour descellement aseptique et aux cotyles descellés radiologiquement.

Il y a eu 3 reprises chirurgicales pour le groupe « vis » ; Un descellement aseptique à 10 ans, un sepsis à 12 mois et une reprise chirurgicale pour ablation de vis et changement de l'insert céramique sans changement de la cupule.

Pour le groupe « sans vis », il y a eu une reprise chirurgicale à 5 ans pour descellement aseptique. Le lavage chirurgical pour sepsis précoce n'est pas pris en compte car il n'y a pas eu de changement d'implants.

La survie cumulée pour le Cotyle Horizon[®] est de 98,0% à 10 ans de recul pour le groupe « sans vis », et de 93,8% pour le groupe « avec vis ». La différence n'est pas significative ($p = 0,3$).

Ces taux sont comparables aux différentes séries de la littérature comportant des cupules sans ciment. Les différentes séries sont représentées dans le tableau 31 :

Auteur	Fixation	Délai (années)	Taux de survie
Nourissat ¹⁴⁰	Non Cimenté HA	10	95,9%
Epinette ¹³⁹	Non Cimenté HA	11	96,85%
Dambreville ¹⁴⁰	Non Cimenté HA	10	96,95%
Semay ¹⁴⁰	Non Cimenté HA	10	96,5%
Notre série ⁸²	Non Cimenté HA	9	97,7%

Tableau 31 : Revue de la littérature – Taux de survie des cupules sans ciment

Au total, le groupe « avec vis » a eu plus de reprises chirurgicales, avec un problème de syndrome du psoas dû à une vis trop longue. Le patient a été repris chirurgicalement, avec une ablation des vis et un changement de l'insert. Le patient a été partiellement amélioré par cette reprise. Ces données tendent à prouver que la rigidité du couple de frottement céramique-céramique ne contre-indique pas l'utilisation de cupules press-fit. Par ailleurs, des études en laboratoire ont aussi démontré que l'utilisation de cupules en press fit sans adjonction de vis présente moins de micromouvements que pour les cupules ayant une fixation renforcée par des vis¹⁵⁸.

Lee ¹⁵⁹ a rapporté un cas de rupture de l'insert acétabulaire en céramique, 2 mois après l'implantation prothétique, du fait d'une vis de fixation n'ayant pas été suffisamment bien fixée et qui présentait une protrusion dans le métalback.

Les autres complications, telles que le squeaking, rapportées dans les deux groupes étaient comparables. L'utilisation de vis de fixation ne semble donc pas jouer de rôle dans la survenue de ce phénomène.

De même, le taux de luxation était comparable dans les deux groupes. Celui-ci peut paraître relativement élevé comparé aux données de la littérature, mais il convient de rappeler que l'étude a été effectuée dans un service hospitalo-universitaire, par 8 chirurgiens d'expérience inégale, et que seules des têtes de diamètre 28 mm étaient utilisées à l'époque. Les prothèses ayant eu une luxation n'ont pas présenté d'évolution défavorable, ni sur le plan radiographique, ni sur le plan fracturaire (pas de fracture de tête céramique).

CONCLUSION

A 10 ans de recul, l'utilisation de cupules recouvertes d'hydroxyapatite implantées en press fit, avec ou sans vis, paraît donc tout à fait satisfaisante avec un couple de frottement céramique-céramique. La survie des deux groupes est en effet comparable aux séries de la littérature. Dans notre série, le groupe « sans vis » a eu moins de reprises chirurgicales, du fait de complications supplémentaires survenues dans le groupe « vis » (syndrome du psoas par défaut de positionnement de vis). Le couple de frottement céramique-céramique peut donc tout à fait être utilisé en press fit sans adjonction de vis supplémentaires malgré la rigidité de ce couple de frottement. Notre étude ne démontre donc pas la supériorité de la fixation par vis supplémentaire, et met en lumière les possibles complications lors du vissage associé. Une grande rigueur est donc nécessaire pour la mise en place de ces vis. La fixation par vis supplémentaire dépend donc du choix du chirurgien et n'a pas prouvé sa supériorité dans cette étude, mais peut s'avérer nécessaire en cas de moins bonne qualité osseuse (ostéoporose, défaut de couverture de l'implant, ...) ^{96, 154} .

Chapitre 4

ETUDE BIOMECHANIQUE DU PHENOMENE DE SQUEAKING¹⁶⁰

INTRODUCTION

Les résultats des deux études précédentes ont confirmé l'efficacité à long terme de la céramique dans les PTH sans ciment au niveau de leur longévité et de leur ancrage osseux. Cependant, depuis quelques années, un phénomène sonore gênant a été rapporté pour les prothèses avec un tel couple de frottement : le grincement ou « squeaking ». Il s'agit d'un bruit, audible par le patient et son entourage, pouvant faire songer à un grincement de porte dont les gonds sont rouillés. Son incidence varie dans la littérature entre moins de 1% ¹¹³ et plus de 20% ¹⁵¹. Les études de la littérature pour tenter d'expliquer ce phénomène étaient en majorité basées sur des données cliniques. De multiples facteurs ont alors été évoqués par certains auteurs, alors que pour d'autres, la cause restait inexpliquée ou multifactorielle^{84, 85, 161-163}. Morlock et al. ont rapporté un cas d'inadéquation entre la tête et l'insert céramique¹⁶¹ et pensaient qu'il s'agissait d'une cause possible de squeaking. Walter et al. suggéraient que ce phénomène était de causes multifactorielles, dépendant du patient, du dessin de l'implant et de la chirurgie^{84, 164}. Toni et al. concluaient que ce bruit était un signe clinique précoce annonciateur d'une

fracture de l'insert ou de la tête céramique, ou d'une usure excessive de la tête prothétique¹⁶⁵.

L'objectif de cette étude était de rechercher par une analyse in vitro si l'un ou l'autre des facteurs suggérés par les études précédemment évoquées pouvaient contribuer au phénomène de squeaking avec le couple de frottement céramique-céramique : absence de lubrification, forte pression, usure excessive de la tête céramique, usure du bord de l'insert céramique, présence de troisième corps tel que les particules métalliques, ou encore la présence de microfractures au niveau de la tête céramique.

Une partie de cette étude a été publiée en chapitre de livre :

Chevillotte C et al: Squeaking with ceramic-on-ceramic bearing surfaces: Biomechanical study. In: Modern trends in THA Bearings. 91-94; Cobb (Ed.)

Springer 2010. ISBN-978-3-642-13988-8

Cette étude a été publiée comme article original dans le journal *Clinical Orthopedics and Related Research* (2010), disponible avec les références :

Chevillotte et al: The 2009 Franck Stinchfield Award « Hip Squeaking » A biomechanical Study of Ceramic-on-ceramic Bearing Surfaces. Clin Orthop Relat Res (2010) 468:345-350.

Cette étude a été récompensée par :

- Le Prix de la Meilleure Communication 2008, lors du congrès de la Société Française de Chirurgie orthopédique et Traumatologique (SOFOT).
- Le Prix de L'American Hip Society 2009 The Franck Stinchfield Award.
- Le Prix Multimédia Award 2011, décerné conjointement par The Association of Bone and Joint Surgeons, Clinical Orthopaedics and Related Research et Springer, pour le support multimédia associé à l'article paru dans le CORR.

MATERIEL et METHODE

I. Le simulateur de hanche

1. Définition du cahier des charges

La réalisation des différents tests envisagés nécessitait l'utilisation d'un simulateur de hanche permettant de tester des implants prothétiques (cupule acétabulaire avec son insert céramique et tête céramique correspondante).

Les patients se plaignant de squeaking rapportent l'apparition de ce phénomène lors de mouvements habituels^{50, 84, 151}. Le but des tests n'était donc pas d'étudier les amplitudes extrêmes de mobilité ou encore les phénomènes de conflit (impingement) entre le col prothétique et le rebord de la cupule, mais plutôt de tenter de reproduire le phénomène sonore au cours de mouvements simples. C'est pourquoi le simulateur ne devait pas nécessairement permettre des mouvements multidirectionnels, et un simulateur permettant la réalisation de mouvements unidirectionnels, libres de tout conflit entre le col supportant la tête prothétique et le rebord de la cupule était jugé satisfaisant.

De plus, les implants devaient pouvoir être mis en place dans le simulateur de façon simple, mais reproductible, afin qu'ils soient tous placés de manière identique, et ce dans le but de diminuer le biais de positionnement entre les différents tests.

Par ailleurs, une partie des tests nécessitait une lubrification optimale des implants testés. Le simulateur devait donc permettre d'assurer cette lubrification, au moyen d'une chambre d'étanchéité dans laquelle seraient plongés les implants.

Enfin, différentes situations de contraintes de pression devaient pouvoir s'effectuer sur les implants. Nous devons donc disposer d'un appareillage permettant de contrôler les forces exercées sur les implants.

Nous ne disposions pas, dans notre laboratoire, d'un simulateur répondant à l'ensemble de ces critères. La première partie de l'étude a donc été d'imaginer et de réaliser un simulateur permettant de répondre aux besoins de cette étude.

2. Réalisation du simulateur

Le simulateur a été mis au point dans le laboratoire de biomécanique de la Mayo Clinic (Rochester, Mn, USA), dirigé par le Professeur Kan Nan An.

Il est représenté par la figure 44 ci dessous. Il s'agissait d'un simulateur de hanche en position non anatomique ou « inversé » : la tête fémorale était située au dessus de la cupule, celle-ci étant orientée vers le haut.

En effet, il nous a semblé difficile de réaliser un simulateur de hanche en position anatomique répondant aux différents critères évoqués ci-dessus. En particulier, le critère obligatoire d'étanchéité nécessaire à la réalisation des tests en condition de lubrification, associé aux critères de facilité de changement d'implants et d'application de contraintes, nous a fait choisir ce positionnement inversé. La simplicité de ce montage permettant une étanchéité optimale, associé au faible biais engendré par ce positionnement inversé nous a paru justifier cette décision.

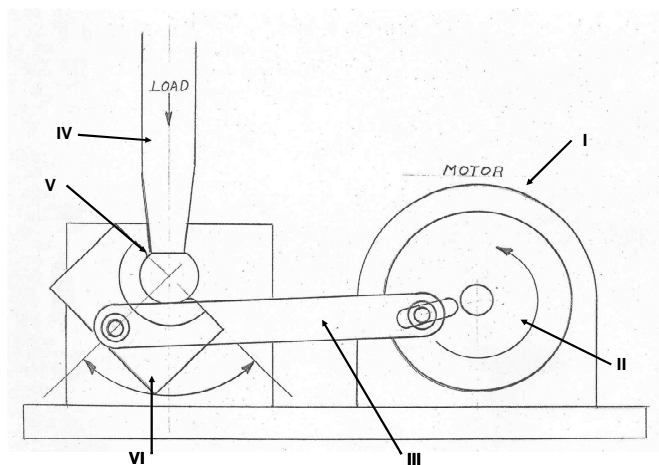


Figure 44 : Schéma du simulateur de hanche mis au point pour la réalisation des tests in vitro.

I : Moteur

II : Axe de rotation

III : Bielle

IV : Porte tête céramique sur machine servo-hydraulique

V : Tête céramique

VI : Plate forme pivotante contenant la cupule avec l'insert céramique

a. Support du simulateur

L'ensemble du simulateur était fixé à un socle métallique monté sur amortisseur, afin de diminuer les mouvements annexes et de permettre d'amortir les éventuelles contraintes excessives soumises au simulateur (figure 49). Ce support était ensuite fixé sur la base d'une machine servo hydraulique afin que le montage puisse subir les contraintes générées par des forces de compression axiale et qui sera décrite par la suite.

b. Porte tête céramique

Pour cette étude, nous ne disposons pas de tige fémorale permettant de fixer les têtes céramiques à tester. Nous avons donc créé un porte tête céramique (figure 45), à l'aide d'un manchon métallique dont l'extrémité distale était usinée afin de s'ajuster parfaitement au diamètre du cône de la tête céramique, reproduisant ainsi le col prothétique. La fixation était, comme pour une tige fémorale, effectuée au moyen de ce cone morse (figure 46).

L'extrémité proximale était fixée sur un socle permettant de relier ce montage à l'extrémité proximale de la machine servo hydraulique. C'est pourquoi un système de compression contrôlé à l'aide d'un ressort métallique a été adapté sur le manchon, de façon à répartir les contraintes de manière adaptée sur la tête céramique et le montage.

La tête était orientée vers le bas lors des tests.



Figure 45 : Manchon métallique supportant la tête céramique

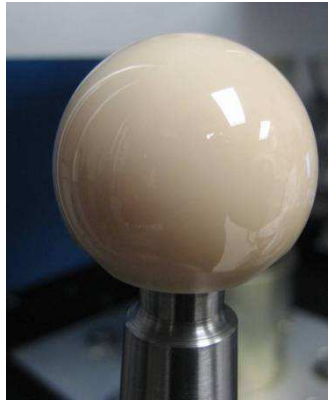


Figure 46 : Fixation de la tête céramique sur le manchon métallique

c. Système de compression axiale

La compression axiale, permettant d'appliquer sur le système différentes contraintes et d'assurer la bonne coaptation des surfaces de frottement, a été effectuée à l'aide d'une machine servo hydraulique bi axiale de type MTS (Eden Prairie, MN, USA) (figure 47). Ce système permettait de définir les forces appliquées sur le système, en terme de durée et d'intensité de chargement. La machine servo-hydraulique était reliée à un ordinateur permettant de piloter l'application des forces et d'enregistrer les données des tests en terme de forces appliquées et de durée.

Nous avons opté pour l'application d'une force continue au cours des mouvements réalisés par les implants. De légères différences de pression étaient toutefois notées lors des mouvements de la cupule acétabulaire, du fait même de ces mouvements.



Figure 47 : Machine servo-hydraulique bi axiale MTS

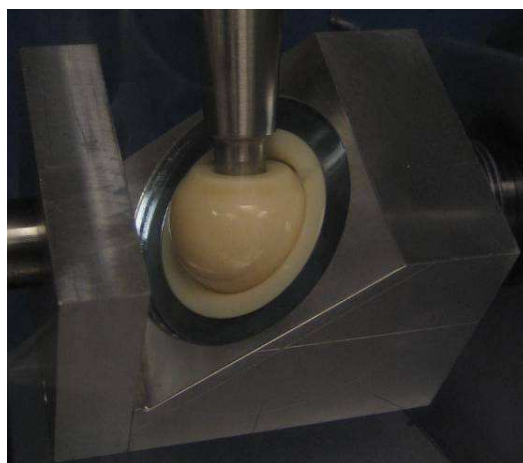
d. Plate forme pivotante porte cupule

Comme il s'agissait d'un simulateur de hanche inversé, la tête prothétique restait immobile et c'est donc la cupule acétabulaire qui devait effectuer les mouvements. Les cupules et leur insert céramique devaient donc être intégrés au sein d'une plate forme pivotante (figure 48). Cette plate forme a été réalisée dans un cube de métal, dont une partie de la face supérieure a été usinée et découpée selon un angle de 45° par rapport à l'horizontale. Sur cette face orientée à 45°, un logement hémisphérique, aux dimensions du métalback de la cupule acétabulaire, a été usiné. Ce logement a permis d'insérer le métalback acétabulaire, de sorte que celui-ci ne soit pas débordant vis-à-vis de la face inclinée de la plate forme. Le métalback a, par la suite, été fixé à la plate forme à l'aide d'un ciment adapté. L'orientation du métalback était ainsi de 45° par rapport à l'horizontale (inclinaison) et de 20° d'antéversion.

Les différents inserts acétabulaires en céramique étaient insérés et retirés de ce métalback de manière classique. Ils étaient maintenus en place par l'effet de cône morse. Leur extraction s'effectuait à l'aide d'une ventouse adaptée ainsi que par des microvibrations effectuées par impaction sur le rebord de la cupule.

La cupule, quant à elle, restait fixée au simulateur.

Sur deux bords latéraux opposés de la plate forme était fixé un axe autour duquel allaient s'effectuer les mouvements de la cupule acétabulaire.



**Figure 48 : Cupule acétabulaire avec insert céramique en place, fixé dans le porte cupule
(Tête céramique en place)**

e. Système bielle-manivelle

La plate forme pivotante était reliée à un moteur, par un système de bielle-manivelle (figure 49).

Ce système permettait de transformer le mouvement de rotation continue délivré par le moteur en un mouvement alternatif au niveau de la plate forme pivotante, simulant des mouvements de flexion-extension.

Le système bielle-manivelle a été dessiné et usiné afin de permettre des mouvements de la plate forme simulant la flexion-extension, dont les amplitudes de mobilité maximales étaient d'environ 80° d'un extrême à l'autre.

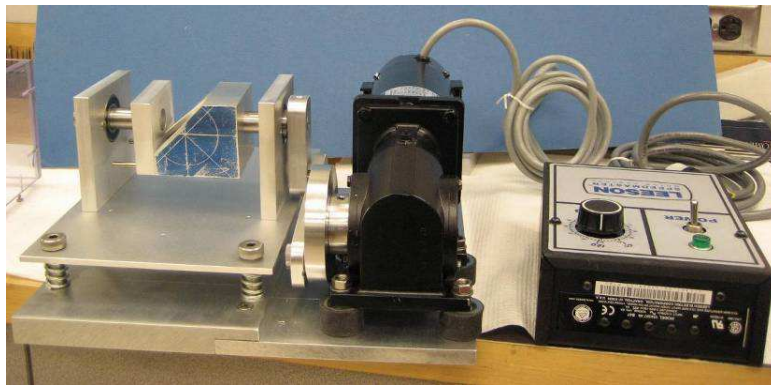


Figure 49 : Vue d'ensemble du montage : plate forme pivotante sur son socle amortisseur, Bras de liaison, moteur DC.

f. Moteur

Le moteur utilisé pour générer le mouvement du montage était un moteur à courant continu (DC motor) (figure 49). La vitesse de rotation du moteur était ajustée par un variateur, permettant d'adapter la vitesse de mouvement de la plate forme.

g. Le boîtier étanche

Afin de permettre la réalisation des tests en condition de lubrification, un boîtier étanche a dû être imaginé pour pouvoir immerger les implants et permettre le bon fonctionnement du simulateur (figure 50 et 51). Un boîtier transparent en plexiglas, ouvert sur le dessus, a été réalisé, qui était ensuite fixé sur le socle du simulateur à l'aide de vis. Son étanchéité était réalisée à l'aide de silicone appliqué sur les tranches de fixation des parois entre elles, ainsi qu'entre le socle du simulateur et le boîtier. Des joints permettant l'étanchéité étaient par ailleurs disposés au niveau de l'axe de rotation reliant la plate forme au système bielle-manivelle.

Des essais d'étanchéité ont par ailleurs été effectués avant le début des tests.

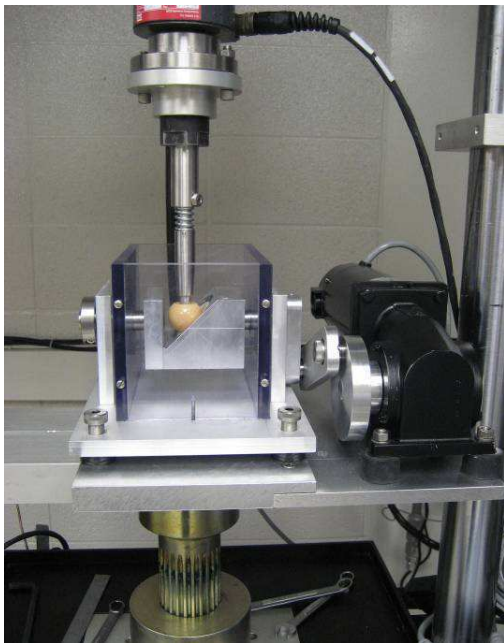


Figure 50 : disposition du boîtier étanche

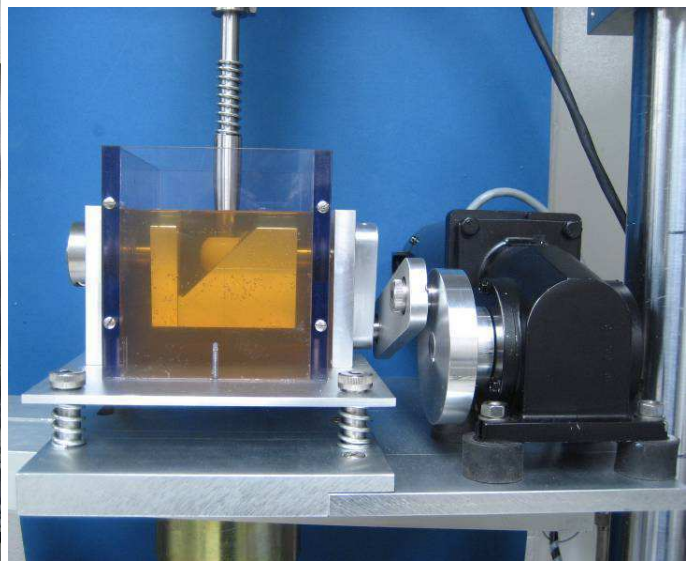


Figure 51 : test avec lubrifiant, boîtier en place

II. Les Implants

Le protocole initial prévoyait de tester trois dessins d'implants, provenant de différentes sociétés orthopédiques :

Cotyle Pinnacle avec insert céramique de la société Depuy® (Johnson & Johnson, Warsaw, IN, USA). L'insert acétabulaire est affleurant au métal-back.

Cotyle Trident de la société Stryker® (Kalamazoo Mi, USA). L'insert acétabulaire est enchâssé dans un métal-back, sur lequel un anneau en titane est surélevé par rapport à la céramique, dans le but de la protéger des risques de conflit avec le col prothétique.

Cotyle Horizon de la société Amplitude® (Neyron, France). Ce cotyle a déjà été décrit en détail dans les études précédentes.

Cependant, nous n'avons pu tester qu'un seul type d'implant, la société Depuy n'ayant pu nous fournir à temps les implants pour les tests, et la société Stryker ayant finalement refusé de collaborer et de nous fournir des implants pour ces tests.

Au final, seul le cotyle Horizon (Amplitude®, France) avec les têtes céramiques correspondantes a pu être utilisé pour la réalisation des différents tests.

Nous disposions de 2 métal-back de 56 mm de diamètre extérieur, avec une vingtaine d'inserts céramiques de dimension 56/32 mm correspondants. Au niveau fémoral, 20 têtes céramiques de diamètre 32 mm, avec un col de longueur moyenne étaient mis à notre disposition.

Ces tailles ont été choisies, du fait de leur usage courant en chirurgie conventionnelle.

La céramique était une céramique de troisième génération (ISO 6474, BioloX Forte®, hot isostatic pressed), produite par la société CeramTec® Ag (Plochingen, Germany) et commercialisée par la société Amplitude®. L'ensemble des composants étaient produits, emballés et stérilisés conformément à la norme d'utilisation des produits.

III. Le lubrifiant

Afin de réaliser les tests en situation la plus naturelle possible, la lubrification des implants nécessitait l'utilisation d'un lubrifiant se rapprochant le plus possible du liquide synovial humain. Nous avons utilisé pour les situations en lubrification optimale, un sérum bovin, dilué à 25% associé à 0.1% bicarbonate de soude (acide de sodium).

Ce sérum bovin dilué à 25% est actuellement le lubrifiant reconnu pour être le plus proche du liquide synovial humain et est le plus couramment utilisé pour la réalisation des tests sur simulateur des implants orthopédiques¹⁶⁶⁻¹⁷¹. L'utilisation de 0.1% de bicarbonate de soude a été décidée afin de prévenir la dégradation bactérienne entre les différents tests.

IV. Les situations de tests

Différentes conditions de tests, correspondant à différentes situations cliniques et de lubrification, ont été appliquées aux implants.

1. Charge normale

Des implants non encore testés étaient positionnés dans le simulateur de hanche. Une charge physiologique normale était alors appliquée, correspondant à 2 fois le poids d'un corps d'une personne de 70 kg (environ 1370 N). La vitesse de rotation engendrée par le moteur était approximativement de 2 cycles par seconde.

2. Charge extrême

Des implants non encore testés étaient placés de la même manière que décrite pour la situation de charge normale, mais la charge appliquée sur le couple de frottement était alors de 2000 N.

3. Stripe wear

Le stripe wear, ou usure en bande, est une étroite bande d'usure parfois retrouvée sur les têtes céramiques explantées. Le stripe wear peut être causé par différentes situations cliniques¹⁶². Cependant la cause la plus fréquente semble être une compression de la tête fémorale sur le rebord de l'insert céramique. Cliniquement, le stripe wear peut être causé par un défaut de positionnement des implants entraînant un hyper appui entre la tête et le rebord de l'insert céramique⁶⁹. Plus récemment, il a été suggéré que la microséparation, apparaissant durant la phase de balancement de la marche (swing phase), conduit à une surcharge du bord de l'insert à la reprise de l'appui du talon, conduisant à une usure en bande¹⁷².

Nous ne disposions pas de têtes céramiques présentant un stripe wear initial, car tous les implants dont nous disposions étaient neufs. Nous avons donc créé artificiellement des bandes de stripe wear sur des têtes céramiques à l'aide du simulateur de hanche, en nous basant sur les données de la littérature sur les causes de l'apparition de ces bandes d'usure^{69, 162, 172}.

Un insert céramique non utilisé était mis en place dans le métal-back, et une tête non utilisée mise en place sur le support de tête. Dans le simulateur, la tête était excentrée par rapport au cotyle, appuyant ainsi sur le rebord de l'insert, et une charge extrême lui était appliquée (figure 52). Le système était alors mis en mouvement pour une 100^{aine} de cycles environ. Une bande d'usure était ainsi formée, parallèle au mouvement de l'insert sur la tête prothétique. Cette bande était formée au sommet de la tête, là où les forces étaient maximales (figure 53).

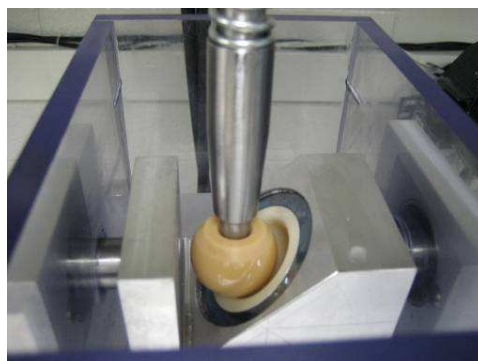


Figure 52 : Production des bandes de stripe wear



Figure 53 : Stripe wear sur la tête céramique, colorée au bleu de méthylène

Les têtes céramiques présentant les bandes de stripe wear et leurs inserts étaient ensuite testés dans le simulateur, avec un positionnement des implants optimal, comme dans les conditions décrites précédemment. Une charge « normale » correspondant au poids d'un corps d'une personne de 70 kg (1370 N) était alors appliquée sur la tête céramique.

4. Stripe wear et charge extrême

Des bandes de stripe wear étaient formées de la même manière que décrite précédemment. Les implants présentant ce stripe wear étaient alors testés dans le simulateur avec des forces de 2000 N (situation dite de charge extrême).

5. Transfert métallique

Sur certains implants céramiques explantés, des traces noires ont été observées à leur surface^{85, 151}. Ces traces semblent correspondre à la présence de particules métalliques, en particulier de titane, transférées à la surface des implants^{85, 151}.

Cliniquement, il existe de multiples situations pouvant entraîner ce transfert de particules. Certains dessins d'implants présentent par exemple un insert céramique protégé par un anneau de titane qui est en surélévation par rapport au rebord de l'insert. Cet anneau est censé protéger l'insert céramique des phénomènes d'impingement avec le col de la prothèse. Cependant, les phénomènes d'impingement peuvent apparaître entre cet anneau métallique et le col de la prothèse et entraîner la production de particules de titane. Ces particules peuvent alors se fixer sur les surfaces céramiques. Par ailleurs, le col de la

prothèse en lui-même peut entrer en conflit avec le bord de la cupule, entraînant un transfert de matériel métallique.

Nous avons donc cherché à reproduire cette situation afin de la tester dans le simulateur de hanche. Comme là encore, nous ne disposions pas de têtes céramiques explantées présentant de transfert métallique, nous avons dû reproduire in vitro un transfert métallique sur la surface d'implants non utilisés.

Ce transfert de particules métalliques a été effectué en frottant des têtes céramiques avec une pièce de titane (Ti-6AL 4v) (de composition identique au matériau utilisé pour la tige fémorale) jusqu'à ce que ce transfert métallique soit visible à l'œil nu sur la surface de la tête céramique. Ce transfert de particules métalliques était réalisé au sommet de la tête céramique, de la même façon que le stripe wear (figure 54).



Figure 54 : transfert de particules métalliques sur la tête céramique

6. Edge wear

L'edge wear ou usure du bord de l'insert est le résultat de la microséparation apparaissant lors de la phase de balancement de la marche¹⁷². Cette microséparation entraîne un hyper appui localisé sur le bord de l'insert pouvant conduire à une usure anormale de ce rebord, du fait de l'importance des contraintes appliquées localement.

Là encore, nous avons dû recréer artificiellement cette usure du rebord de l'insert, en frappant le rebord de l'insert avec une tête céramique environ 10 fois.

L'insert ainsi préparé, était alors positionné dans le simulateur (figure 55), où une charge normale était appliquée (situation de charge normale).

7. Edge wear et charge extrême

Les inserts céramiques étaient préparés de la même façon que décrite précédemment (figure 55). Lors des tests, une charge de 2000 N était appliquée sur les implants (situation de charge extrême décrite précédemment).



Figure 55 : Edge wear sur l'insert céramique

8. Microfractures

Les microfractures de têtes céramiques ont été évoquées comme cause de squeaking¹⁶⁵, le bruit étant alors un signe annonciateur de rupture de céramique.

Nous avons cherché à tester des implants présentant des microfractures au niveau de têtes céramiques, afin de pouvoir confirmer ou non cette suggestion.

Les microfractures des têtes ont été réalisées artificiellement sur des têtes céramiques saines, en les frappant violemment avec un marteau, celles-ci étant protégées par une compresse. Des microfractures sont ainsi apparues à la surface des têtes céramiques.

Les têtes céramiques ainsi préparées étaient positionnées dans le simulateur et testées dans des conditions de charge dite « normales ».

V. Conditions de réalisation des tests

Chaque situation décrite précédemment a été testée deux fois en condition non lubrifiée, et deux fois en condition de lubrification optimale, à chaque fois avec des implants différents.

Chaque situation était testée sur plus de 11000 cycles, pour tenter de reproduire un phénomène de squeaking.

A chaque nouveau test (ou nouvelle condition), les implants étaient changés pour des implants « non encore testés ».

Avant la réalisation de tests avec les implants céramiques, des tests ont été effectués sur la machine sans aucun composant, de façon à être sûr que le bruit recherché ne proviendrait pas du simulateur lui-même. Le bruit recherché n'était pas détecté par un enregistreur mais seulement par l'oreille de l'expérimentateur, car le squeaking est un bruit audible par le patient et son entourage. La fréquence de son recherché devait donc être audible dans la pièce où se situait l'expérience. Aucun bruit n'est apparu après plus de 11000 cycles, confirmant ainsi que le simulateur ne serait pas responsable des bruits recherchés.

RESULTATS

I. Conditions non lubrifiées

Le phénomène de squeaking a été facilement reproduit pour toutes les situations en condition non lubrifiée. Le tableau 32 résume l'ensemble des résultats pour les tests réalisés en conditions « non lubrifiées ».

1. Charge normale

Pour la situation de charge normale, le phénomène sonore est apparu après 2400 cycles en moyenne. Le squeaking était alors constant et ne disparaissait pas avec le temps. La modification de la fréquence du mouvement de la cupule ne faisait pas disparaître le bruit (un cycle par seconde ou moins). En examinant les implants après les tests, nous avons retrouvé des traces visibles de stripe wear sur la tête et d'usure prématurée au niveau de l'insert.

2. Charge extrême

Pour la situation de charge extrême, le squeaking est apparu après 300 cycles en moyenne. Là encore, il ne disparaissait pas avec le temps et restait constant. De la même manière, nous avons observé des traces visibles de stripe wear sur la tête et d'usure prématurée au niveau de l'insert. La modification de la fréquence ne faisait pas disparaître le bruit.

3. Stripe wear

Pour la situation de stripe wear, le squeaking est apparu immédiatement à la mise en mouvement. La modification des fréquences n'a pas permis de faire disparaître le bruit. Le bruit n'a pas disparu avec le temps et est resté constant dans la durée.

4. Stripe wear et charge extrême

Pour la situation de stripe wear et charge extrême, le squeaking est apparu immédiatement à la mise en mouvement. La modification des fréquences n'a pas permis de faire disparaître le bruit. Le bruit n'a pas disparu avec le temps et est resté constant dans la durée.

5. Transfert métallique

Pour la situation de transfert métallique, le squeaking est apparu immédiatement à la mise en mouvement. La modification des fréquences n'a pas permis de faire disparaître le bruit. Le bruit n'a pas disparu avec le temps et est resté constant dans la durée.

6. Edge wear

Pour la situation d'edge wear, le squeaking est apparu immédiatement à la mise en mouvement. La modification des fréquences n'a pas permis de faire disparaître le bruit. Le bruit n'a pas disparu avec le temps et est resté constant dans la durée.

7. Edge wear et charge extrême

Pour la situation d'edge wear et de charge extrême, le squeaking est apparu immédiatement à la mise en mouvement. La modification des fréquences n'a pas permis de faire disparaître le bruit. Le bruit n'a pas disparu avec le temps et est resté constant dans la durée.

8. Microfractures

Pour la situation de microfractures, le squeaking est apparu après 4000 cycles en moyenne. La modification de fréquence n'a pas permis de faire disparaître le bruit. Le bruit est resté constant dans la durée.

9. Remarque

Pour toutes les situations en condition non lubrifiée, une fois le squeaking apparu, l'ajout d'une faible quantité de lubrifiant en cours de test permettait de faire disparaître le bruit immédiatement. L'arrêt de la lubrification entraînait une réapparition rapide du phénomène.

Situations	Squeaking	Nombre de cycles nécessaires
Charge normale	+	2400
Charge extrême	+	300
Stripe wear	+	Immédiatement
Stripe wear et charge extrême	+	Immédiatement
Transfert métallique	+	Immédiatement
Edge wear	+	Immédiatement
Edge wear et charge extrême	+	Immédiatement
Microfractures	+	4000

Tableau 32 : résultats des tests en condition « non lubrifié »

II. Conditions lubrifiées

L'ensemble des résultats des tests réalisés en conditions « lubrifiées » est rapporté dans le tableau 33.

1. Charge normale

Nous n'avons pas réussi à reproduire le phénomène de squeaking avec charge normale, en condition lubrifiée, et ce, même après plus de 11000 cycles.

2. Charge extrême

Nous n'avons pas réussi à reproduire le phénomène de squeaking avec charge extrême, en condition lubrifiée, et ce, même après plus de 11000 cycles.

3. Stripe wear

Nous n'avons pas réussi à reproduire le phénomène de squeaking avec le stripe wear, en condition lubrifiée, et ce, même après plus de 11000 cycles.

4. Stripe wear et charge extrême

Nous n'avons pas réussi à reproduire le phénomène de squeaking avec le stripe wear et charge extrême, en condition lubrifiée, et ce, même après plus de 11000 cycles.

5. Transfert métallique

Le squeaking a pu être reproduit dans cette situation de transfert métallique et lubrification optimale. Le bruit est apparu immédiatement, mais a disparu après environ 30 cycles. Une fois disparu, le squeaking ne réapparaissait pas.

6. Edge wear

Nous n'avons pas réussi à reproduire le phénomène de squeaking avec l'edge wear, en condition lubrifiée, et ce, même après plus de 11000 cycles.

7. Edge wear et charge extrême

Nous n'avons pas réussi à reproduire le phénomène de squeaking avec l'edge wear et charge extrême, en condition lubrifiée, et ce, même après plus de 11000 cycles.

8. Microfractures

Nous n'avons pas réussi à reproduire le phénomène de squeaking avec les microfractures de la tête céramique, en condition lubrifiée, et ce, même après plus de 11000 cycles.

Situations	Squeaking	Nombre de cycles nécessaires
Charge normale	-	
Charge extrême	-	
Stripe wear	-	
Stripe wear et charge extrême	-	
Transfert métallique	+	Immédiatement ; disparaît après 30 cycles
Edge wear	-	
Edge wear et charge extrême	-	
Microfractures	-	

Tableau 33 : résultats des tests en conditions « lubrifiées »

DISCUSSION

I. Remarques générales

Le phénomène de grincement n'est pas un phénomène réservé au couple de frottement céramique-céramique. En effet, ce bruit a été rapporté pour l'ensemble des couples dit dur-dur, à savoir le métal-métal¹⁷³⁻¹⁷⁶ et la céramique.

Pour le métal-métal, des bruits de claquement et de grincement sont décrits lors des mouvements prothétiques habituels, mais sembleraient plutôt intermittents et de courte durée. La fréquence du squeaking dans ce couple a été rapportée jusqu'à plus de 3%, avec les prothèses de resurfaçage¹⁷⁵. Toutefois le couple métal-métal semble présenter de nombreux autres inconvénients, reléguant le phénomène de squeaking à un évènement plus anecdotique. En effet, les problèmes d'hypersensibilité¹⁷⁴, de pseudotumeurs^{177, 178}, d'aberrations chromosomiques¹⁷⁹ et de photo toxicité¹⁸⁰ entraînent les autorités sanitaires de nombreux pays à mettre en garde patients et chirurgiens contre ce type de couple de frottement.

La céramique, avec l'apparition de la 3^e génération (BioloX forte) puis de la 4^e génération (BioloX Delta), ne présente aucun des problèmes liés au métal. Par ailleurs, ces nouvelles générations de céramiques semblent avoir résolu les problèmes associés aux premières générations. En effet, comme nous l'avons démontré dans les deux études précédentes, le couple céramique-céramique de troisième génération présente une excellente stabilité dans le temps, n'entraînant pas d'usure excessive, d'ostéolyse ou de descellement de l'insert acétabulaire malgré sa rigidité. Par ailleurs le risque fracturaire, même s'il demeure non nul, est actuellement très faible. Cependant, le phénomène de squeaking, qui avait été rapporté de façon anecdotique avec les céramiques de première génération, semble devenir la complication majeure de ce couple de frottement, décourageant certaines équipes chirurgicales à l'utiliser.

Ce phénomène a donné lieu récemment à de nombreuses publications cliniques sur le sujet cherchant à démontrer les causes du phénomène de squeaking^{47, 50, 84, 85, 151, 161, 162, 164, 165, 172, 181-184}.

- Glaser et al¹⁸¹ en 2008 dans le JBJS Américain, ont montré par une étude fluoroscopique in vivo couplé à un enregistrement sonore, l'existence de mouvements de microséparation pour tous les couples de frottements lors des mouvements de marche normale. Cette microséparation semble être aggravée par une laxité importante de l'articulation. La microséparation peut entraîner, pour les auteurs, la formation d'edge loading et de stripe wear, et être, selon eux, responsable de squeaking.
- Nevelos¹⁷² avait déjà étudié cette microséparation et présenté les résultats de tests sur simulateur, dans le Journal of Arthroplasty en 2008. Comme Glaser, il insistait sur l'importance de cette microséparation dans la formation d'edge loading et de stripe wear.
- Morlock et al¹⁶¹ ont rapporté dans le Journal of Arthroplasty en 2001, un cas d'association de 2 céramiques différentes entre la tête et l'insert : un oxyde de zirconium et un oxyde d'aluminium. Selon l'auteur, cette association de deux types de céramiques était responsable du squeaking.
- Walter et al^{47, 84, 164} dans leurs publications, ont insisté sur l'importance du positionnement de l'implant acétabulaire dans l'apparition du squeaking. En effet, pour Walter, l'inclinaison et l'antéversion du composant acétabulaire seront responsables ou non de l'apparition du squeaking. Il base cette idée sur l'étude du positionnement de 2716 cupules acétabulaires à couple de frottement céramique, et a trouvé une augmentation significative de l'antéversion de la cupule pour les patients présentant un squeaking. Cela l'a conduit à recommander un positionnement de l'implant acétabulaire compris dans les 10° autour

d'une cible de 25° d'antéversion et de 45° d'inclinaison. En dehors de cette zone, il existe pour lui une augmentation de 29% de risque de voir apparaître un squeaking.

- Jarret et al⁵⁰ en 2009 dans le JBJS américain, pensent que ce problème de squeaking est uniquement réservé au couple de frottement céramique-céramique, et qu'il est largement sous estimé dans la population de patients opérés avec un tel couple de frottement. Il n'explique pas ce phénomène et ne retrouve pas d'erreurs dans le positionnement des implants des patients se plaignant de squeaking.
- Eickmann¹⁸² en décembre 2002, lors du 15^e symposium sur les céramiques en médecine qui s'est déroulé durant le congrès annuel de la société internationale des céramiques en médecine, a rapporté le phénomène de squeaking au problème de l'impingement entre le col prothétique et le métal-back de l'insert acétabulaire.
- Zingde¹⁸³ en 2009, durant le 55^e congrès de la société de recherche en orthopédie (ORS), rapporte le phénomène de squeaking à un problème de subluxation des implants.
- Keurentjes¹⁵¹ en 2008, rapporte dans le Clinical Orthopaedics and Related Research, une série de 43 PTH à couple de frottement céramique-céramique dans laquelle il retrouve 20.9% de squeaking. Il trouve une différence significative entre les patients squeakeurs et non squeakeurs au niveau de la longueur du col de la prothèse, avec plus de squeaking pour un col court.
- Taylor¹⁶² dans le Journal of Arthroplasty en 2007, suggère que le stripe wear peut être associé au squeaking, aussi bien avec la présence d'edge loading que dans une articulation prothétique normale.

- Restrepo^{85, 184} en 2008 dans le journal of Arthroplasty, ne retrouve pas d'anomalies de positionnement des implants pour les patients présentant un squeaking et conclut que le problème doit être multifactoriel. Plus récemment, il suggère, dans une étude publiée dans le JBJS Américain, que le squeaking est favorisé par la géométrie et l'alliage des tiges fémorales, et par l'angulation du col prothétique.
- Toni¹⁶⁵ a rapporté en 2006 dans le JBJS Américain, un cas de fracture de céramique, révélé par un squeaking. Il suggère donc que le squeaking est provoqué par la présence de microfractures.

Le but de ce travail était de rechercher par une étude in vitro si les facteurs présentés par les différents auteurs précédemment cités pouvaient contribuer à l'apparition du squeaking.

II. Méthodologie

Bien que nous ayons essayé de restituer au mieux les conditions auxquelles sont confrontés les implants in vivo, cette étude in vitro a cependant des limites.

En effet, pour la réalisation des tests, nous avons utilisé un simulateur de hanche qui était en position anatomique inversée. Même si ce type de positionnement des implants est largement utilisé et a prouvé son efficacité^{176, 185, 186}, certaines équipes ont testé des implants dans des conditions de lubrification, en position anatomique¹⁸⁷. Bien évidemment, ce positionnement anatomique permet une meilleure reproduction des conditions naturelles de fonctionnement des implants en terme de lubrification.

Par ailleurs, nous n'avons testé les mouvements prothétiques que de façon unidirectionnelle, simulant ainsi un mouvement simple de flexion-extension. Cette

simplicité de mouvement a été décidée du fait que nous cherchions à reproduire un mouvement de la vie quotidienne, qui peut suffire à déclencher le squeaking (marche simple, se pencher en avant par exemple). Cependant, l'absence de mouvement multidirectionnel a peut-être pu empêcher l'apparition de squeaking pour certaines situations. Par ailleurs, il a été démontré par Nevelos¹⁷² et Glaser¹⁸¹ que des mouvements de microséparations intervenaient au niveau du couple de frottement lors d'un schéma de marche classique. Cette microséparation se traduit par des pressions variables au niveau des implants lors du mouvement. Cette microséparation a été évoquée dans l'apparition de stripe wear et de l'edge wear. Dans notre simulateur, la pression exercée sur les implants était constante, et ne reproduisait donc pas le schéma classique de la marche sur les implants, avec une alternance de pression forte et plus faible. Cependant, nous avons testé des situations pouvant correspondre au résultat de cette microséparation, à savoir le stripe wear et l'edge wear. Nous pensons donc que le fait de tester des implants pouvant résulter de cette microséparation compense l'absence d'alternance de pression pour reproduire le phénomène de microséparation.

Concernant les phénomènes d'impingement ou de conflit entre le col prothétique et le rebord de la cupule, ceux-ci n'ont pas été reproduits dans le simulateur. En effet, comme nous l'avons expliqué précédemment, les mouvements extrêmes n'étaient pas recherchés car seuls des mouvements courants lors de la vie quotidienne cherchaient à être reproduits. Le phénomène d'impingement entraîne en lui-même la production de particules métalliques du fait de ce conflit entre le col et le rebord de la prothèse. Ces particules ont été constatées lors de reprises chirurgicales ou d'analyses d'explants céramiques^{85, 164}. Nous avons donc testé la situation de transfert de particules métalliques sur la tête prothétique, qui peut résulter d'un phénomène d'impingement, ou de toute autre situation entraînant un dépôt de métal à la surface des implants.

Enfin, nous n'avons pas utilisé de tige fémorale standard dans notre simulateur, mais la tête était manchonnée sur un porte tête métallique compressible. Cette absence de tige fémorale constituait donc un biais qui ne permettait pas de répondre au questionnement sur le rôle de la géométrie et de la composition de la tige fémorale, dans la production du phénomène sonore¹⁸⁴. En effet, selon Restrepo, la nature et la géométrie de l'implant

fémoral amplifient le phénomène sonore permettant de rendre audibles les vibrations des implants, et d'aboutir ainsi au squeaking¹⁸⁴. Cependant, si une géométrie peut amplifier le phénomène sonore, nous ne pensons pas qu'elle le génère par elle-même. De plus, le bruit reproduit dans le simulateur était directement entendu dans la pièce, alors que l'articulation normale de la hanche est située profondément, recouverte des différents plans musculaires, pouvant assourdir le phénomène.

En dépit de ces limites, nous pensons que cette série de tests contrôlés a permis de simuler de nombreuses situations de la vie réelle.

III. Résultats

Dans notre étude, le phénomène de squeaking apparaît dans toutes les situations testées en conditions non lubrifiées. Le bruit est alors stable et constant dans le temps, même en modifiant les vitesses de mouvement. Comparativement, en condition lubrifiée, le bruit apparaît seulement lorsque des particules de titane sont interposées entre la tête céramique et l'insert cotyloïdien. Pour toutes les autres situations, nous n'avons pas été capable de reproduire le squeaking, même après plus de 11000 cycles. De plus, en condition non lubrifiée, avec ajout d'une petite quantité de lubrifiant, le squeaking était immédiatement stoppé.

Ces données suggèrent que la cause exacte du squeaking est une interruption du film de lubrification entre la tête et l'insert céramique. Cette interruption semble être causée par l'interposition de particules, jouant le rôle de troisième corps, entre les deux surfaces de frottement, aboutissant à un défaut de lubrification optimale.

Ces résultats semblent ainsi en accord avec l'ensemble des données cliniques sur le phénomène.

Dans son étude clinique, Restrepo et al ont retrouvé des particules métalliques et des zones de stripe wear sur 4 têtes céramiques, lors de changement de prothèse pour un problème de squeaking⁸⁵. Walter et al^{84, 164} ont retrouvé des bandes de stripe wear sur la plupart des têtes céramiques lors de reprises de prothèses, mais qui ne présentaient aucun

problème de squeaking. Ces données confortent le fait que le phénomène de mauvaise lubrification semble important dans la genèse du squeaking, et que le rôle du transfert de particules métalliques apparaît plus jouer un rôle majeur dans ce défaut de lubrification. Cependant, Taylor et al. ont reproduit le squeaking in vitro grâce à la présence de stripe wear sur les têtes céramique¹⁶². Dans notre étude, nous avons retrouvé que le squeaking apparaissait immédiatement dans les conditions non lubrifiées avec la présence de stripe wear (avec ou sans charge extrême), beaucoup plus rapidement que pour les situations « charge normale », mais nous n'avons pu reproduire ce squeaking avec le stripe wear en condition de lubrification. Ces données suggèrent que le phénomène de stripe wear peut potentiellement accélérer le phénomène de squeaking, comme l'edge wear, les microfractures et les charges extrêmes, mais ne semble pas être la cause principale de sa production. En effet, le seul moyen in vitro pour reproduire le squeaking en condition de lubrification optimale, dans cette étude, était la présence de particules métalliques jouant le rôle de troisième corps.

Keurentjes et al.¹⁵¹ ont suggéré que les cols courts pouvaient être un facteur de risque pour le phénomène de squeaking. Nos résultats sont en accord avec cette suggestion. En effet, un col court a potentiellement plus de risque d'impingement (figure 56), ce qui peut entraîner plus facilement un transfert de particules métalliques entre les surfaces de frottement.

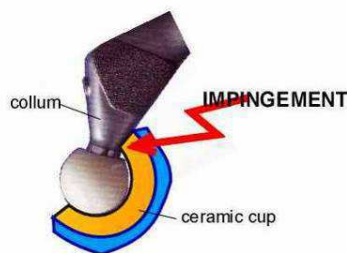


Figure 56 : phénomène d'impingement entre le col prothétique et le rebord de la cupule

De façon similaire, le squeaking semble plus souvent retrouvé avec certains dessins de prothèses. Restrepo et al.⁸⁵ ont rapporté leur expérience sur le sujet, et trouvé que ce phénomène n'apparaissait qu'avec un dessin de composant acétabulaire, sur lequel la

céramique est protégée par un anneau en titane qui est en surélévation vis-à-vis de celle-ci (figure 57). Le but de cet anneau est alors de prévenir les fractures de céramique.



Figure 57 : Cupule Trident de Stryker, présentant un rebord en titane protégeant la céramique

CONCLUSION

Au vu des résultats de cette étude, nous pensons que le phénomène de squeaking avec le couple de frottement céramique-céramique est un problème lié à une mauvaise lubrification. Le bruit apparaît quand le film de lubrification entre les deux surfaces est interrompu. Nous pensons que cette interruption est le résultat de la présence d'un troisième corps, très probablement formé par des particules métalliques. Le transfert de particules métalliques semble donc être le mode principal d'interruption du film de lubrification. Ce transfert métallique peut résulter d'un impingement entre le col prothétique et le rebord de la cupule ou de toute autre situation favorisant la production de particules métalliques. Cette hypothèse peut donc expliquer pourquoi le squeaking est plus fréquemment rapporté avec certains modèles de prothèses.

INTRODUCTION

L'étude précédente permettant de reproduire le squeaking par des tests in vitro, a été réalisée sur des implants non encore utilisés. Le squeaking ayant été reproduit en conditions lubrifiées uniquement lorsqu'il existait un troisième corps à type de particules métalliques, nous avons émis un certain nombre d'hypothèses quand à la cause ou aux causes permettant de générer ce bruit. Il nous paraissait donc intéressant, par la suite, d'étudier des implants présentant ce problème de squeaking, afin de pouvoir confirmer ou infirmer les hypothèses émises précédemment. Le but de cette étude était donc d'étudier des explants céramiques, qui présentaient un squeaking et avaient été retirés pour diverses raisons, afin de faire une analyse de la surface de ces explants à la recherche d'anomalies pouvant corroborer notre analyse, et une étude tribologique pour rechercher des anomalies et/ou des détériorations de la surface qui pourraient être des générateurs de bruit.

Cette étude a été publiée comme article original dans *Orthopaedics & Traumatology : Surgery and Research* (2012) disponible avec les références :

Chevillotte C et al. Retrieval analysis of squeaking implants: Are there related specific features? *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* (2012) 98(3):281-287, doi:10.1016/j.otsr.2011.12.003

MATERIEL et METHODE

I. Les Explants

Neuf prothèses de hanche à couple de frottement céramique-céramique qui présentaient un problème de squeaking et qui ont été explantées pour diverses raisons ont été étudiées.

1. Origine

Ces implants provenaient de deux centres chirurgicaux différents : La Mayo Clinic (Rochester, Minnesota, USA) et l'Hopital for Special Surgery (HSS) de New York, USA. Dans ces centres, le nombre de reprises chirurgicales de prothèses totales de hanche est d'environ 300 par an pour la Mayo Clinic, et 400 par an pour le HSS. Dans ces deux centres, moins de 2% de ces révisions concernent des prothèses à couple de frottement céramique/céramique.

Ce faible taux de révision pour les implants céramique peut s'expliquer par l'excellente survie de ces prothèses à long terme^{82, 189, 190}, et l'arrivée relativement récente de ces couples de frottement aux Etats-Unis, où l'autorisation de mise sur le marché par la Food and Drug Administration (FDA) n'a été donnée qu'en 2003.

De ce fait, les chirurgiens Américains sont encore majoritairement des utilisateurs de couple de frottement métal/polyéthylène.

2. Primo implantation

Pour 4 patients, la primo implantation a été effectuée dans un des deux centres cités ci-dessus, et pour 5 autres, elle a été effectuée dans des centres différents.

3. Population concernée / Données démographiques

L'âge moyen des patients au moment de la révision était de 57,4 ans (extrêmes allant de 43 à 77 ans).

La taille moyenne était de 1,69 m (extrêmes allant de 1,55 à 1,88 m).

Le poids moyen était de 75,6 kg (extrêmes allant de 57 à 96 kg) et l'indice de masse corporelle moyen (IMC) était de 26,4 (extrêmes allant de 20 à 34), 3 patients ayant un IMC supérieur à 30.

4. Durée d'implantation et cause de révision

La durée d'implantation moyenne avant reprise chirurgicale était de 25.5 mois (extrêmes allant de 10 à 51 mois).

L'ensemble des 9 implants présentait un phénomène sonore de squeaking.

Cependant, le squeaking a été la cause de révision unique pour seulement 2 implants. Dans sept cas, le squeaking n'était pas la cause entraînant la révision prothétique : quatre implants ont été repris pour luxations à répétition, (deux épisodes de luxation pour 2 patients, trois épisodes pour un patient et cinq épisodes pour un patient), un implant a été changé suite à un descellement aseptique de la tige et de la cupule, associé à des douleurs de cuisse, (la cupule avait été impactée en press fit avec ajout de vis de fixation supplémentaires, qui étaient cassées et la tige était elle aussi totalement descellée). Deux implants ont été repris pour phénomène clinique de conflit, entraînant une instabilité des implants avec sensation de subluxation pour les patients.

Les causes de reprises chirurgicales sont résumées dans le tableau 34.

Implant N°	Cause de Reprise	Type cupule	Diamètre tête	Col	Taille cupule	Abduction	Antéversion
1	Instabilité (impingement)	Trident	32	0+	52	45.5	12
2	Luxation (3)	Trident	32	5+	58	44	29
3	Luxation(5)	Trident	32	0+	58	37.2	15.1
4	Luxation (2)	Trident	32	2.5 +	54	44.2	30.2
5	Luxation (2)	Trident	32	0+	54	53	5
6	Squeaking	Trident	32	0+	54	33.8	16.8
7	Descellement aseptique	Trident	32	5+	54	54	10
8	Instabilité (impingement)	Trident	32	4+	54	52	15
9	Squeaking	Trident	32	0 +	52	/	/

Tableau 34 : causes de révision et caractéristiques des implants

5. Type d'implants

La totalité des composants acétabulaires avaient un dessin similaire. Il s'agissait du cotyle Trident de la société Stryker (Trident, Striker™ Kalamazoo, MI, USA). Cet implant a la particularité de présenter l'insert acétabulaire en céramique de troisième génération, enchâssé dans un métal-back et protégé par un anneau en titane en surélévation par rapport au rebord de l'insert. Ce dessin a été imaginé dans le but de protéger la céramique des fractures et conflit pouvant avoir lieu avec la tige fémorale lors de certains mouvements (impingement fémoro-acétabulaire).

Toutes les têtes céramiques étaient des alumines de troisième génération, produites par la société CeramTec (CeramTec, Plochingen, Germany).

Sur l'ensemble des explants, il s'agissait de tête céramique de diamètre 32 mm. La taille moyenne du cotyle était de 54 mm (extrêmes de 52 à 58 mm). Les caractéristiques des implants retirés sont résumées dans le tableau 34.

6. Nature de la reprise chirurgicale

Tous les patients ont eu un changement de cotyle et un changement de la tête céramique, qui a été remplacée par une tête métallique (chrome cobalt) s'articulant dans un insert en polyéthylène hautement réticulé.

Un patient a aussi eu un changement de tige fémorale (le patient présentant le descellement bipolaire).

II. Analyse du positionnement

Une analyse radiographique a été effectuée pour analyser le positionnement de la cupule en termes d'abduction et d'antéversion, à la recherche de défaut de positionnement. Les mesures ont été faites sur des radiographies de bassin de face selon la méthode décrite par Ackland et al. ¹⁹¹. Les résultats de ces mesures sont résumés dans le tableau 34.

III. Analyse de surface des implants

L'état de surface des 9 explants a été évalué au moyen de deux techniques : aspect macroscopique visuel et analyse microscopique de l'état de surface à l'aide d'un analyseur de surface interférométrique Zygo™ New View 6300 (Zygo Corporation, Middlefield, CT, USA).

1. Analyse macroscopique

Pour l'analyse macroscopique visuelle, la tête fémorale était considérée comme non abîmée si aucun dommage n'était visible sur l'ensemble de sa surface.

La présence de stripe wear, de particules de métal ou d'autres anomalies sur la surface de la tête ou sur l'insert céramique étaient rapportées, et la tête céramique était considérée légèrement abîmée si les dommages de surface intéressaient moins de 10% de sa surface, et sévèrement abîmée si plus de 10% de sa surface était atteinte.

La même méthode d'évaluation macroscopique a été effectuée sur les inserts cotyloïdiens. Les traces visibles de conflit entre le col prothétique et le rebord métallique de la cupule (l'impingement était considéré comme sévère si une usure anormale du rebord métallique ou du col prothétique était visible) étaient recherchées (figure 58).

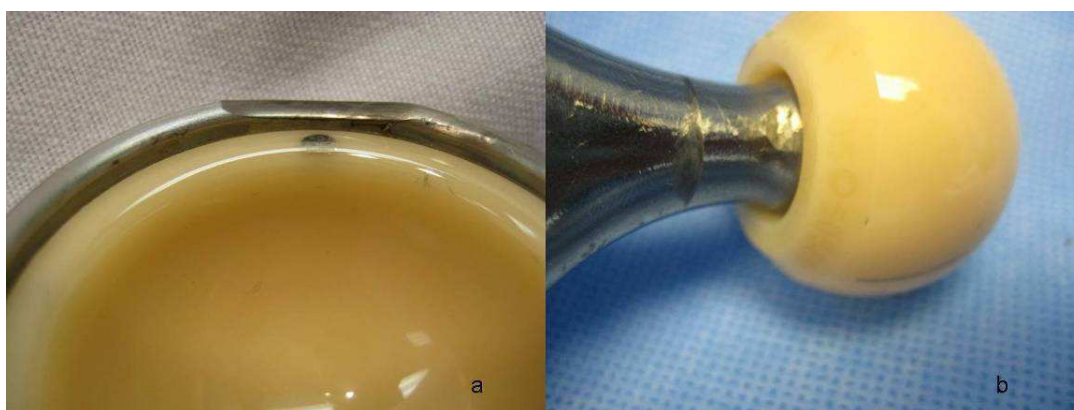


Figure 58 : traces d'impingement sur la cupule (a) et le col prothétique (b)

2. Analyse microscopique

L'analyse microscopique de la rugosité et de l'état de surface a été effectuée sur 5 des 9 explants (les 2 explants pour cause unique de squeaking, 2 des luxations récidivantes, un pour instabilité). Cette analyse de surface a été effectuée à l'aide du microscope interférométrique en lumière blanche (profilomètre) Zygo New View 6300 (figure 59).



Figure 59 : microscope interférométrique Zygo 6300

Ce microscope, de la société Zygo (<http://www.zygo.com>) est un microscope de mesures métrologiques utilisant la méthode d'interférométrie par balayage axial en lumière blanche. Cette technologie permet d'obtenir instantanément une analyse 3D multiple et sans contact de la surface évaluée comprenant:

La rugosité

La topographie

La forme globale

La mesure de profondeur (axe Z) est obtenue sur 150 μm avec une haute résolution meilleure que 0,1 nm pour une précision meilleure que 0,75%.

La résolution latérale (plan XY) et le champ de mesure sont fonction de l'objectif utilisé. La résolution latérale minimale de 0,37 μm est atteinte avec l'objectif 100X. Le champ d'observation maximal obtenu avec un objectif 2X est de 3,5 x 2,6 mm.

L'objectif interférométrique du microscope effectue une translation autour de son point de focalisation pendant qu'une caméra CCD rapide à faible bruit enregistre les différents interférogrammes. Un traitement par Transformée de Fourier Rapide (FFT), à l'aide d'un algorithme spécifique breveté (FDA), permet d'obtenir les informations topographiques du champ observé. Ce traitement breveté permet de réaliser toutes les mesures en lumière blanche avec la même précision. Marches importantes et très faibles rugosités sont ainsi analysées par la même méthode en une seule mesure.

Les mesures ont été effectuées à deux agrandissements différents.

Les aires d'analyses étaient respectivement de 0.71 sur 0.53 mm et 0.35 sur 0.26 mm.

Les mesures ont été effectuées sur les zones macroscopiquement abîmées et saines.

La résolution du système était de plus de 0.1 nm.

La mesure de rugosité sur les zones non abîmées de chaque tête était utilisée pour comparer les résultats.

Par ailleurs, une tête céramique qui n'avait jamais été implantée (livrée dans son conditionnement stérile) a été analysée selon les mêmes critères, afin de confirmer les données retrouvées sur les zones non abîmées et pouvoir ainsi comparer les résultats.

IV. Etude sur simulateur

La dernière partie de cette étude consistait en une étude biomécanique in vitro, utilisant un simulateur de hanche, pour tenter de reproduire le phénomène de squeaking avec les explants. Ce simulateur de hanche a déjà été décrit dans l'étude précédente.

La seule différence avec la précédente étude consistait au fait que les têtes céramiques étaient disposées sur la tige fémorale explantée, elle-même reliée à la machine servo hydraulique biaxiale (MTS, Eden Prairie, MN), permettant de transmettre une force de compression axiale définie sur le couple de frottement testé (figure 60).

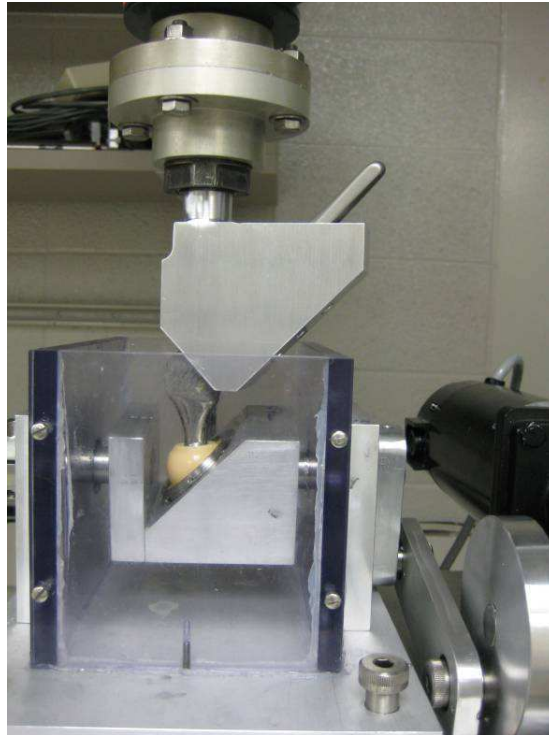


Figure 60 : Simulateur de hanche avec les explants, tête fémorale fixée sur la tige explantée

Les cupules prothétiques explantées étaient enchâssées sur la plate forme rotatoire, elle-même reliée à un moteur à courant continu, relié par une bielle, permettant d'effectuer des mouvements simulant la flexion-extension. Le composant acétabulaire était positionné avec 45° d'abduction et 20° d'antéversion.

Différentes situations ont été testées, dans des conditions non lubrifiées et dans des conditions de lubrification optimale à l'aide de sérum bovin dilué à 25%.

Les conditions de test étaient les suivantes :

Situation de marche « normale », avec charge standard. Une force physiologique correspondant à 2 fois le poids d'un corps de 70 kg était appliquée sur les implants. La vitesse de mouvement était alors de 2 cycles par seconde.

Situation de « charge extrême ». Il s'agissait de la même situation que décrite précédemment, mais la force appliquée était de plus de 2000 N.

Chaque situation était testée sur plus de 15000 cycles de façon à tenter de reproduire le phénomène de squeaking.

RESULTATS

L'ensemble des explants était des céramiques de troisième génération, utilisant des têtes céramique de 32 mm de diamètre. Tous les composants provenaient d'une même compagnie (Cupule acétabulaire Trident, StrykerTm, Kalamazoo, MI, USA).

I. Analyse macroscopique

Les données de l'analyse macroscopique sont rapportées dans le tableau 35.

1. Cupules acétabulaires

Des traces d'impingement sur le rebord métallique de la cupule acétabulaire étaient retrouvées sur 7 des 9 implants : Les deux cupules retirées pour cause de squeaking uniquement, deux pour luxation récidivante, deux pour instabilité et l'explant du descellement aseptique (Figure 58).

Cinq cupules acétabulaires présentaient un transfert de particules métalliques sur leur surface (figure 62):

Les deux explants pour « squeaking ».

Trois explants pour « luxation récidivante ».

2. Tige fémorale

La tige fémorale retirée pour descellement aseptique avait elle aussi des traces sévères d'impingement au niveau de son col, correspondant à un contact avec le rebord métallique de la cupule acétabulaire correspondant (Figure 58).

3. Têtes prothétiques

Toutes les têtes céramiques explantées étaient endommagées.

Sept têtes étaient sévèrement abîmées, et deux têtes plus légèrement (une tête explantée pour squeaking, une tête pour instabilité).

Un transfert de particules métalliques était visible sur les 9 têtes céramiques, et des traces de stripe wear sur 8 des 9 têtes (Figure 61).

Implant N°	Cause explantation	Impingement cupule	Transfert Métallique cupule	Dommages macroscopiques tête	Stripe Wear tête	Transfert Métallique tête
1	Instabilité (impingement)	1	0	Sévère	1	1
2	Luxation récidivante (3)	1	1	Sévère	1	1
3	Luxation récidivante (5)	1	1	Sévère	1	1
4	Luxation récidivante (2)	0	0	Sévère	1	1
5	Luxation récidivante (2)	0	1	Sévère	1	1
6	Squeaking	1	1	Léger	1	1
7	Descellement aseptique	1 (tige et cupule)	0	Sévère	1	1
8	Instabilité (impingement)	1	0	Léger	0	1
9	Squeaking	1	1	Sévère	1	1

Tableau 35 : Analyse macroscopique des explants



Figure 61 : transfert métallique (a) et stripe wear (b) sur les têtes céramiques



Figure 62 : Transfert métallique sur l'insert céramique

II. Analyse microscopique

L'analyse microscopique de la rugosité des céramiques a révélé une irrégularité de la surface des céramiques macroscopiquement endommagées. La rugosité des surfaces endommagées était supérieure à $0.6\mu\text{m}$ par rapport aux surfaces saines. La rugosité moyenne des zones saines et de la tête céramique non utilisée étaient identiques, de l'ordre de $0.1\mu\text{m}$ (Figure 63).

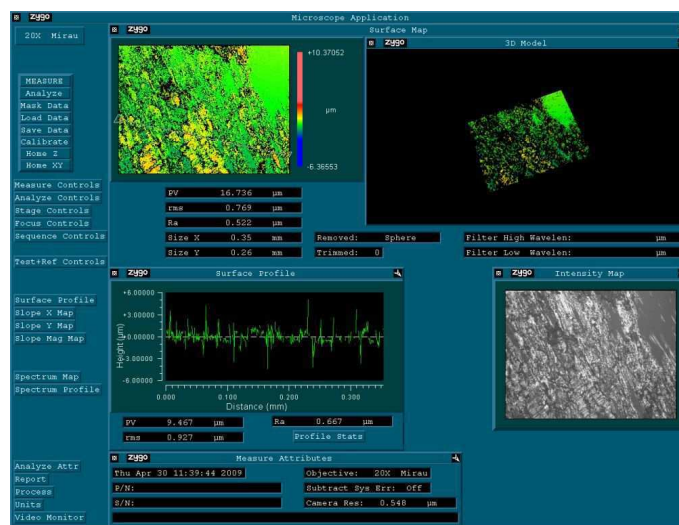


Figure 63 : Analyse des surfaces endommagées à l'aide du microscope interférométrique Zygo 6300

III. Analyse du positionnement des implants

L'analyse de l'orientation des implants était uniquement possible pour huit des neuf prothèses. L'angle moyen d'abduction était de 45.4° , avec des extrêmes allant de 33.8° (explant pour cause de squeaking N°6), à 54° (explant pour descellement aseptique N°7). L'angle d'antéversion moyen était de 16.6° , avec des extrêmes allant de 5° (explant pour luxation récidivante N°5), à 30.2° (explant pour luxation récidivante N°2).

Ces données sont rapportées dans le tableau N° 34.

IV. Etude sur simulateur

1. Condition s non lubrifiées

Le phénomène de squeaking a été facilement reproduit dans toutes les situations en condition non lubrifiée.

Pour la situation de marche « normale », le squeaking apparaissait au bout de 300 cycles. Le bruit était alors constant et ne disparaissait pas avec le temps. Ce phénomène a pu être reproduit avec l'ensemble des têtes céramiques et leur cotyle correspondant.

En situation de « charge extrême », le phénomène était reproduit au bout du même nombre de cycles. Là encore, il ne disparaissait pas et restait constant dans le temps.

Lorsqu'une petite quantité de lubrifiant était ajoutée de façon continue, le bruit disparaissait. Quand la lubrification était arrêtée, le squeaking réapparaissait et demeurait alors constant.

2. Conditions lubrifiées

Dans les conditions de lubrification optimale, nous n'avons pas été en mesure de reproduire le phénomène sonore, même après plus de 15000 cycles.

DISCUSSION

I. Remarques générales

Des phénomènes sonores peuvent s'entendre après la mise en place de prothèses totales de hanche à couple de frottement dur-dur, incluant le couple métal-métal¹⁹², et le couple céramique-céramique^{47, 50, 85, 193}. Ce phénomène de grincement ou squeaking a été rapporté pour la céramique avec des incidences allant de moins de 1%¹¹³ à plus de 20%¹⁵¹. L'étiologie exacte de ce phénomène demeure encore peu claire, et comme pour de nombreux problèmes dans les prothèses articulaires, des facteurs liés à l'implant lui-même, au patient et à la technique chirurgicale, ont été décrits comme responsables de ce phénomène.

Le but de cette étude était d'analyser la surface d'explants céramiques dans le but de rechercher des anomalies de la surface de ces implants qui présentaient tous un phénomène de squeaking, qui pourraient alors expliquer ou conforter certaines hypothèses dans le mécanisme générant ce squeaking. Par ailleurs, nous avons cherché à reproduire ce squeaking dans différentes situations par une analyse in vitro sur un simulateur de hanche.

II. Méthodologie

Notre étude comporte certaines limitations.

Tout d'abord, nous avons à étudier un nombre relativement limité d'implants céramiques (9). En effet, le nombre de reprises de prothèses totales de hanche à couple de frottement céramique-céramique est relativement limité, comparé au nombre total de reprises de PTH survenant dans les deux institutions (Mayo Clinic, Rochester, Mn, USA et Hopital

For Special Surgery, NY, USA) ayant fourni les explants. Cette situation peut s'expliquer par l'excellente survie à long terme de ces implants^{82, 189, 190}, ainsi que par l'apparition relativement récente de ce couple de frottement sur le marché américain (autorisation par la Food and Drug Administration en 2003), et par le fait qu'à la différence des pays européens, le couple de frottement céramique-céramique n'est pas le couple de préférence pour les patients jeunes et actifs.

De plus, même si la totalité des implants présentaient un squeaking, ce phénomène n'a été à l'origine du changement d'implants que dans 2 cas. Pour les autres cas, ce phénomène était rapporté de façon précise par les patients mais ne justifiait pas en lui-même un changement de prothèse.

Par ailleurs, nous n'avons pas pu contrôler la méthode d'extraction des implants sur les patients lors de la chirurgie de reprise. Cette extraction pouvait potentiellement en elle-même provoquer des dégâts sur la surface des implants, faussant ainsi les résultats de l'analyse macroscopique et microscopique de leur surface.

Enfin, nous n'avons pas examiné les mouvements d'amplitude extrême avec le simulateur de hanche, à la recherche de conflit entre le rebord de la cupule et le col prothétique. La tête céramique et la cupule correspondante étaient positionnées dans le simulateur de hanche de façon aléatoire l'un par rapport à l'autre, et ce positionnement permettait la génération de mouvement au sein de ce couple de frottement qui ne correspondait pas forcément au positionnement des implants respectifs lors de mouvements in vivo. Ce potentiel défaut de correspondance de positionnement de la tête par rapport à l'insert pouvait affecter les résultats des tests en comparaison aux données in vivo.

Malgré ces limitations, nous pensons que cette étude in vitro permet d'apporter certains éléments intéressants pour l'analyse du phénomène de squeaking.

III. Résultats

Walter et al.⁴⁷ ont rapporté une plus grande incidence du phénomène de squeaking pour des patients statistiquement plus jeunes, plus lourds et plus grands. Notre groupe de patients ayant subi le changement prothétique ne peut pas confirmer cette analyse. En effet, le poids et la taille moyenne de notre groupe de patients étaient comparables aux données du groupe de patients « non squeaker » rapporté par Walter⁴⁷. Le poids moyen de nos patients était en effet de 75.6 kg (extrêmes allant de 57 à 96 kg) alors qu'il était de 76 kg (extrêmes allant de 40 à 130 kg) pour le groupe contrôle rapporté dans l'étude de Walter⁴⁷. De même, la taille moyenne des patients de notre étude était de 1.69 m (extrêmes allant de 1.55 à 1.88 m), et elle était de 1.69 m (extrêmes allant de 1.37 à 1.98 m) pour le groupe contrôle de Walter⁴⁷.

Cependant, l'âge moyen de nos patients était de 57.4 ans (extrêmes allant de 43 à 77 ans), et il était similaire à l'âge moyen des patients du groupe « squeakers » rapporté par Walter (56 ans, avec des extrêmes allant de 35 à 79 ans), alors que l'âge moyen des patients « non squeakers » de Walter était de 65 ans (avec des extrêmes allant de 18 à 95 ans)⁴⁷.

Nos résultats sont en accord avec la méta analyse rapporté par Stanat et Capozzi¹⁹³, où la différence d'âge, de sexe, de taille et de poids ne sont pas statistiquement différents entre les patients « squeakers » et « non squeakers ».

Une forte prévalence de squeaking a été aussi rapportée pour des situations anormales de fonctionnement, comme une mauvaise adéquation de couple de frottement céramique¹⁶¹, ainsi qu'avec un mauvais positionnement des implants^{84, 164}. Walter a trouvé que les patients « squeakers » présentaient un excès ou une insuffisance d'antéversion de leur cupule, en considérant que l'antéversion idéale était comprise entre 15° et 35°^{84, 164}. Ces positionnements extrêmes peuvent en effet provoquer une pression importante sur le rebord antérieur ou postérieur de la céramique (ou edge loading), lors de la marche ou lorsque le patient se penche en avant⁸⁴.

En analysant nos résultats, cinq cupules présentaient un défaut ou une antéversion limite (entre 5° et 15,1°) en se basant sur les mêmes limites que Walter, et seulement trois cupules avaient une antéversion jugée correcte. Cette insuffisance d'antéversion peut entraîner un défaut de couverture postérieure de la tête céramique lors des mouvements

de flexion de hanche, entraînant un excès de contrainte sur le rebord postérieur (edge loading postérieur).

Les causes potentielles de squeaking pour ces patients présentant un défaut d'antéversion de la cupule peuvent donc être un conflit entre le col prothétique et l'anneau de titane en surélévation protégeant l'insert céramique de la cupule, libérant ainsi des particules de titane comme troisième corps dans l'articulation, ou l'edge loading postérieur de la tête céramique contre l'insert céramique.

Ces deux phénomènes sont générateurs de particules de troisième corps (titane ou particules de céramique), pouvant s'insérer entre les deux surfaces de frottement, entraînant une rupture du film de lubrification, comme décrit précédemment dans l'étude in vitro sur le phénomène de squeaking¹⁶⁰ et par Sari Ali dans son étude in vitro démontrant le rôle de particules céramiques dans la genèse du squeaking¹⁹⁴.

Dans notre étude, tous les implants présentaient un dessin similaire. L'insert céramique cotyloïdien était enchâssé dans un métal-back et protégé par un anneau en titane en surélévation par rapport au rebord de la céramique. Ce dessin a été mis au point dans le but de protéger la céramique des conflits avec le col prothétique et réduire ainsi le risque de fracture^{195, 196}. Malheureusement, ce dessin d'implant est bien connu pour réduire les amplitudes de mobilité, entraînant un conflit précoce entre le col prothétique et l'anneau de protection en titane. Barrack et al.¹⁹⁷ ont montré que ce type d'implant entraîne un conflit métal-métal et réduit les amplitudes de mobilité de 10 à 15°.

Notre analyse macroscopique des explants, retrouvant la présence de particules métalliques sur la totalité des têtes céramiques, la présence de stripe wear sur huit têtes, et des traces visibles d'impingement sur sept des neufs implants, confirme ces données.

Ce dessin de cupule, associé à une erreur de positionnement, peut donc expliquer l'importance des dégâts macroscopiquement retrouvés sur la surface des explants.

Dorlot²⁸ a rapporté la présence de stripe wear sur des explants de têtes céramiques, cependant, il ne rapporte pas de problème de squeaking chez ces patients. Restrepo⁸⁵ notait lui aussi la présence de stripe wear sur quatre explants, qui eux présentaient un problème de squeaking. Par ailleurs, il notait la présence de particules métalliques à la surface des implants pour deux implants sur quatre. Pour ces quatre implants, des signes de conflit (impingement) entre le col prothétique et l'anneau de protection en titane

étaient signalés⁸⁵. Walter et al.⁴⁷ ont montré que tous leurs explants céramiques présentaient des signes d'excès de contrainte du bord de la céramique (edge loading) ainsi que des traces de conflit entre le col prothétique et l'anneau de protection en titane. La même observation a été faite par Murali et al.¹⁹⁸. Il a aussi constaté, lors de la chirurgie pour le changement d'un implant, la présence d'une importante fibrose subsynoviale contenant une grande quantité de débris métalliques (métallose) associée à un infiltrat modéré de cellules inflammatoires mononucléées.

Ces résultats sont concordants et tendent à prouver le rôle majeur des particules métalliques comme troisième corps dans l'apparition du phénomène de squeaking.

Le rôle du dessin de l'implant et le positionnement de la cupule semblent être aussi des facteurs essentiels pour éviter ou au contraire générer les conflits prothétiques pouvant produire le transfert de particules métalliques conduisant au phénomène de squeaking.

Nous avons précédemment démontré que le transfert de particules métalliques entre la tête céramique et l'insert peut entraîner une rupture du film de lubrification et conduire ainsi au squeaking¹⁶⁰. De plus, l'analyse microscopique des têtes céramiques a montré que les dommages retrouvés macroscopiquement correspondaient à une augmentation de la rugosité locale de la tête. Kim et al.¹⁹⁹ ont démontré que le transfert de particules métalliques sur une tête céramique augmentait sa rugosité de surface, conduisant à une augmentation de l'usure de l'insert cotyloïdien en polyéthylène qui lui était associé comme couple de frottement. Il suggère aussi que l'augmentation de la rugosité de surface et l'usure excessive du fait de la présence de particules métalliques pourrait être une explication pour les quelques rares cas d'usure excessive des couples de frottement céramique-céramique¹⁹⁹. Nous n'avons pas pu mesurer précisément l'usure des explants de cette étude. Cependant, nous pouvons conclure que toutes les prothèses de notre étude, qui rapportaient toutes un phénomène de squeaking, présentaient des dommages à leur surface, entraînant une augmentation de la rugosité de la tête céramique et de l'implant acétabulaire correspondant.

Les tests in vitro sur simulateur ont montré que le phénomène sonore était constant dans les conditions non lubrifiées, mais qu'une lubrification optimale des surfaces de frottement entraînait une interruption immédiate du bruit. Nous n'avons pas été capable, dans cette étude, de reproduire le squeaking dans les conditions lubrifiées, avec les

explants. Une explication de cette impossibilité à reproduire le bruit peut être que le simulateur de hanche ne permet pas les mouvements extrêmes et l'apparition de conflit entre le col prothétique et le rebord de la prothèse. Par ailleurs, nous ne connaissons pas l'importance du squeaking rapporté par les patients qui ont eu un changement de prothèse en terme de fréquence, intensité ni condition d'apparition. De plus, nous n'avons pas ajouté de particules métalliques supplémentaires sur les têtes céramiques, et les implants étaient tous plongés dans un sérum bovin dilué à 25% avant d'être testés. Dans notre étude précédente¹⁶⁰, nous avons pu reproduire le squeaking en condition lubrifiée uniquement lors d'une situation avec transfert de particules métalliques. Sarialy et al¹⁹⁴ a aussi réussi à reproduire le phénomène de squeaking in vitro en condition lubrifiée avec la présence d'une large « chips d'alumine » entre la tête et le rebord de la cupule, en simulant un important edge loading. Cependant, comme Ecker⁴⁹, notre analyse des explants n'a pas montré de large défaut d'alumine pouvant témoigner du détachement d'une « chips » comme décrit par Sarialy, et ceci du fait du dessin de l'implant lui-même, et de son anneau de protection en titane, surélevé par rapport au rebord de l'insert céramique.

Ces données suggèrent que pour ce dessin d'implant, le transfert de particules métalliques plus ou moins associé au stripe wear est un élément jouant un rôle majeur, car systématiquement retrouvé dans les prothèses céramique-céramique qui présentent un phénomène de squeaking.

CONCLUSION

Le phénomène de squeaking avec les prothèses totales de hanche à couple de frottement céramique-céramique semble être un problème multifactoriel :

Le dessin de l'implant, son positionnement et les dommages à sa surface sont des facteurs importants dans la genèse de ce phénomène. L'ensemble de ces paramètres peut jouer un rôle dans l'interruption du film de lubrification entre les surfaces de frottement, secondairement à une augmentation anormale de la rugosité des surfaces, conduisant au phénomène de squeaking.

ANALYSE CRITIQUE DU PHENOMENE DE SQUEAKING : ETUDE DU SQUEAKING A 10 ANS DE RECU²⁰⁰

INTRODUCTION

Il a été démontré dans les études précédentes, que les PTH à couple de frottement céramique-céramique ont une survie à long terme excellente⁸², permettant leur implantation chez des patients jeunes et actifs, et que les problèmes rencontrés à leur début ont progressivement été résolus : Les risques de descellement de l'implant acétabulaire ont diminué avec l'arrivée du métal back⁴⁰, la stabilité du press fit pouvant être ou non associé à des vis de fixation supplémentaire; Les risques de fractures ont été fortement diminués avec l'arrivée des céramiques de troisième et quatrième génération^{25, 27, 42}.

Cependant, le problème de squeaking, que nous avons essayé d'analyser dans les deux études précédentes, fait l'objet de nombreuses études *in vivo*^{46, 47, 84, 85, 151, 184, 201-207} et *in vitro*^{160, 162, 188, 194, 208-210}, et les facteurs potentiellement contributifs sont toujours en débat : problème de lubrification avec le rôle des particules de troisième corps¹⁶⁰, problème de stripe wear sur les têtes céramiques¹⁶², problème d'impingement entre le col

prothétique et le rebord de la cupule acétabulaire lié au dessin de l'implant^{188, 202}, ou à son mauvais positionnement^{84, 188}, problème de défaut d'offset¹⁸⁴, de vibration de la tige fémorale²⁰⁸, ou de microfractures de la tête céramique⁴².

Cependant, nous n'avons pas retrouvé dans la littérature d'étude analysant le problème du squeaking sur le long terme. Par ailleurs, l'influence de ce phénomène sonore sur le patient lui-même et sur les implants reste inconnue.

Le but de cette étude était donc d'étudier l'incidence du squeaking, principal problème reproché à l'heure actuelle avec ce couple de frottement, sur une population de patients, afin d'identifier les circonstances permettant l'apparition du bruit et surtout d'analyser les conséquences du squeaking pour le patient et sur les implants, avec un recul de 10 ans.

Cette étude a été acceptée dans le Journal of Arthroplasty et est publiée en ligne sous les références :

Chevillotte C et al. Hip Squeaking : A ten year follow-up study. The Journal of Arthroplasty (2012). Doi : 10.1016/j.arth.2011.11.024

MATERIEL et METHODE

I. Description de la population étudiée

Nous avons étudié une série continue de 100 PTH sans ciment à couple de frottement céramique-céramique, implantée entre novembre 1999 et décembre 2000. Il s'agit de la même série de patients que celle présentée dans les deux premières études de ce travail.

Nous rappelons brièvement que l'indication de remplacement prothétique par ce type de prothèse concernait des patients jeunes (âge moyen 52,3 ans, déviation standard de 12,7), et actifs. Les contre-indications à l'utilisation de ces implants étaient les personnes âgées (au-delà de 65 ans) et faiblement actives. Les 100 PTH ont été implantées chez 92 patients.

Au dernier recul, 7 patients étaient décédés de causes non liées à leur prothèse, et n'avaient jamais mentionné de problème de squeaking.

Quatre patients étaient perdus de vue 2 ans après l'implantation prothétique. Aucun, à notre connaissance, n'avait signalé de problème particulier avec leur prothèse, ni signalé de problème de squeaking.

Nous avons donc 81 patients (89 PTH) disponibles pour cette étude avec un suivi minimum de 115 mois (moyenne de suivi : 120,5 mois, extrêmes allant de 115 à 135 mois).

Ce groupe de patients était composé de 50 hommes et 31 femmes. La raison principale pour l'implantation prothétique était la coxarthrose.

II. Implants

Les caractéristiques des implants ont été décrites en détail dans la première partie de cette thèse.

Nous rappelons brièvement, qu'il s'agissait d'implants non cimentés en titane recouverts de 80µm d'hydroxyapatite à l'aide d'une torche à plasma.

Le cotyle présentait un press fit hémisphérique (cotyle Horizon ; Amplitude, Porte du Grand Lyon, Neyron, France) et contenait un insert céramique de 3^{ème} génération produit par la société CeramTec (BioloX Forte, CeramTec, Plochingen, Germany).

Pour ce dessin d'implant, l'insert céramique est contenu dans le métal back en utilisant un cône morse de 18°. Il n'existait pas de débord, l'insert céramique affleurait le bord du métal back et n'était pas protégée par un anneau de titane, comme sur certains dessins d'implants.

Pour la tige fémorale, un seul dessin d'implant a été utilisé pour l'ensemble des patients. Cette tige était fabriquée en titane et recouverte de 80 µm d'hydroxyapatite. L'angle du col était de 137°, avec un col de diamètre 10/12 et un cône morse avec un angle spécifique de 5°42' (Intégrale, Amplitude, France).

Pour l'ensemble des patients, une tête de diamètre 28 mm a été utilisée, en céramique de troisième génération (BioloX Forte ; CeramTec). Un col court a été utilisé dans 12 cas, un col moyen dans 68 cas, et un col long dans 9 cas.

La « clearance » moyenne entre la tête céramique et l'insert cotyloïdien était comprise entre 20 et 80 µm.

L'épaisseur minimale de l'insert céramique était de 6.5 mm pour le fond de l'insert, et de 5.8 mm sur les bords.

III. Données chirurgicales et suites post-opératoires

L'implantation prothétique était sous la responsabilité de deux chirurgiens séniors (JPC et JBH) dans notre institution. Une voie d'abord postérieure de Moore a été utilisée dans 34 cas, et une voie antérolatérale de Hardinge a été utilisée dans 55 cas, selon les habitudes du chirurgien.

La rééducation postopératoire était protocolée : les patients étaient mobilisés le lendemain de la chirurgie. Il leur était expliqué les mouvements autorisés et les exercices de rééducation, sous contrôle des kinésithérapeutes. Dans la majorité des cas, l'appui total était autorisé immédiatement, en débutant avec l'aide d'un déambulateur, puis l'aide de cannes canadiennes dès que possible. Tous les patients étaient autonomes pour leurs transferts et montaient et descendaient les escaliers à leur départ du service.

IV. Evaluation clinique et radiologique

Tous les patients ont été cliniquement et radiographiquement évalués à six semaines, trois mois, six mois puis annuellement après la chirurgie prothétique.

L'évaluation clinique était effectuée à l'aide du score de Harris⁹¹ et du score de Postel Merle d'Aubigné⁸⁹.

L'activité des patients au dernier recul a été évaluée à l'aide du score d'activité physique de l'Université de Los Angeles Californie (UCLA)²¹¹. Ce score a été développé pour l'évaluation des patients après PTH, mais Beaulé a récemment décrit le composant « activité » du score global UCLA comme un score à part entière²¹². Il s'agit d'un score facile à utiliser qui donne une excellente idée du niveau de pratique des patients, allant de 1 (mauvais score) à 10 (excellent score). (Annexe 7)

Les différences entre la période pré-opératoire et post-opératoire au dernier recul, ont été évaluées à l'aide de tests de rang de Wilcoxon.

L'évaluation radiographique a été effectuée à l'aide de radiographies du bassin de face et de la hanche concernée de profil. Les radiographies ont été évaluées par 2 chirurgiens

séniors indépendants pour évaluer le positionnement de la prothèse, l'usure, l'ostéolyse, rechercher des signes de descellement ou de fractures d'implants.

La mesure de l'usure a été effectuée manuellement par la méthode dite « duo-radiographique » décrite par Charnley²¹³. Elle consiste à comparer l'épaisseur de l'insert céramique sur la radiographie la plus récente avec l'épaisseur sur la radiographie postopératoire immédiate au même niveau.

Pour évaluer le composant fémoral, le fémur a été divisé en 7 zones comme décrites par Gruen et al.⁹⁴ afin de rechercher une ostéolyse. Le composant acétabulaire a été évalué dans chacune des 3 zones décrites par DeLee et Charnley⁹⁶ pour rechercher une ostéolyse ou un descellement.

Lorsqu'un patient signalait un phénomène de squeaking, une analyse scanner du positionnement des implants était effectuée, afin de mesurer de façon plus précise l'inclinaison et l'antéversion de la cupule acétabulaire et l'orientation globale des implants.

V. Analyse du squeaking

Afin de déterminer les causes et les conséquences du squeaking, les patients ont tous été évalués à l'aide d'un questionnaire réalisé lors de la visite la plus récente ou à défaut par téléphone.

Ce questionnaire, qui a été récemment élaboré dans notre service, comporte 10 questions :

1. Avez-vous la sensation que votre prothèse fait du bruit ?

Si le patient répondait « oui », il lui était alors posé la totalité des 9 questions restantes.

2. Ce bruit a-t-il déjà été entendu par votre entourage ?
3. De quel type de bruit s'agit-il ?
4. Dans quelles situations apparaît-il ?
5. Quelle est sa fréquence ?
6. Au bout de combien de temps est-il apparu après la chirurgie ?
7. Reste-t-il constant dans le temps ?
8. Ressentez-vous une douleur ou un inconfort associé à ce bruit ?
9. Avez-vous eu d'autres problèmes avec votre prothèse de hanche ?
10. Finalement, trouvez-vous que ce phénomène sonore est une gêne importante pour votre vie quotidienne ?

Le questionnaire de squeaking pour les patients est rapporté dans le tableau 36.

Questions	Patients avec Squeaking (5)
Avez-vous la sensation que votre prothèse fait du bruit ?	Oui 5/5
Ce bruit a-t-il déjà été entendu par votre entourage ?	Oui 5/5
De quel type de bruit s'agit-il ?	Squeaking 5/5
Dans quelles situations apparaît-il ?	Se lever d'une chaise (1) Se pencher en avant (2) marche (2)
Quelle est sa fréquence ?	Quotidien (2) Une fois par semaine (1) Occasionnellement (2)
Au bout de combien de temps est-il apparu après la chirurgie ?	66 mois (4-85)
Reste-t-il constant dans le temps ?	Oui 5/5
Ressentez vous une douleur ou un inconfort associé à ce bruit ?	Non 5/5
Avez-vous eu d'autres problèmes avec votre prothèse de hanche ?	Luxation 8 mois après la chirurgie (1) Instabilité (1) Inégalité de longueur > 1cm (1)
Enfin, trouvez-vous que ce phénomène sonore est une gêne importante pour votre vie quotidienne ?	Gêne modérée (2) Pas vraiment un problème (3)

Tableau 36 : Questionnaire squeaking

VI. Analyse statistique

Nous avons utilisé un test du Chi2 pour comparer les variables sexe, côté, étiologie, voie d'abord, taille de la cupule, longueur de col, taille de l'implant fémoral, entre les patients ne présentant pas de squeaking et les patients présentant un squeaking, et des test T indépendants pour comparer les variables continues (âge, taille, poids, indice de masse corporelle, score de Harris⁹¹, score de Postel Merle d'Aubigné⁸⁹, score UCLA²¹¹).

RESULTATS

Les tableaux 36 et 37 résument l'ensemble des résultats.

I. Questionnaire squeaking

1. Phénomène sonore

Six patients (6 PTH) ont constaté un phénomène sonore avec leur prothèse soit 6.7% de la population étudiée.

Plus spécifiquement, 5 patients rapportaient un « squeaking » soit 5.6% de la population étudiée, et 1 patient un « claquement » (1.1% de l'ensemble des patients étudiés).

Il n'y a eu aucun cas de « craquement » ou de « popping ».

2. Bruit audible par l'entourage

Dans 5 cas sur 5, le bruit était audible par l'entourage du patient. Cependant, aucun des patients n'a été capable de reproduire le squeaking durant la consultation.

3. Délai d'apparition

Le grincement est apparu en moyenne 66 mois après la chirurgie (extrêmes allant de 4 à 85 mois).

4. Fréquence d'apparition

Deux patients se plaignaient de squeaking quotidien, un patient une fois par semaine environ, et deux patients occasionnellement.

5. Gêne occasionnée

Le squeaking était considéré comme une gêne modérée dans la vie de tous les jours pour les deux patients signalant un squeaking quotidien.

Pour les trois autres patients, ce phénomène n'a été rapporté qu'en raison du questionnaire effectué de manière systématique, mais n'était absolument pas considéré comme une gêne pour la vie quotidienne.

Par conséquent, seulement 2.2% de notre population étudiée présentait un réel problème de squeaking.

6. Stabilité dans le temps

Une fois le squeaking apparu, il restait stable dans le temps au niveau de sa fréquence et de son intensité.

7. Facteurs déclenchants

Les mouvements déclenchant le squeaking étaient :

Se lever d'une chaise pour 1 patient

Se pencher en avant pour 2 patients

La marche pour 2 patients

8. Douleur ou inconfort associé au phénomène

Aucun patient ne signalait de douleur ou d'inconfort durant l'apparition du squeaking.

II. Données épidémiologiques

Il a été retrouvé une corrélation entre le sexe, la taille, le poids et le phénomène de squeaking dans notre population.

Le squeaking était significativement plus important pour les patients plus lourds ($p < 0.0008$) et plus grands ($p < 0.0001$). Il s'agissait dans les 5 cas de patients de sexe masculin ($p < 0.0001$).

L'âge et l'indice de masse corporelle n'étaient pas corrélés au phénomène de squeaking.

III. Données cliniques

Les cinq patients présentaient un score d'activité physique UCLA élevé au dernier recul (entre 8 et 10).

Il n'y a pas eu de différence significative entre les patients « squeakeurs » et « non squeakeurs » pour les scores de Harris et Postel Merle d'Aubigné aussi bien en pré-opératoire qu'au dernier recul.

Le score de Harris moyen est passé de 43 points pré-opérativement (extrêmes allant de 25 à 55 points) à 96.5 points au dernier recul (extrêmes allant de 90 à 100 points) pour le groupe de patients présentant un squeaking, et de 41.2 points pré-opérativement (extrêmes allant de 20 à 60 points) à 96.1 points au dernier recul (extrêmes allant de 58 à 100 points) pour le groupe de patients ne présentant pas de squeaking.

Le score de Postel Merle d'Aubigné moyen est passé de 8 points préopérativement (extrêmes allant de 5 à 11 points) à 17 points au dernier recul (extrêmes allant de 16 à 18 points) pour le groupe de patients présentant un squeaking, et de 7.9 points préopérativement (extrêmes allant de 3 à 13 points) à 17.2 points au dernier recul (extrêmes allant de 11 à 18 points) pour le groupe de patients ne présentant pas de squeaking.

Il n'a pas été retrouvé non plus de différence entre les deux groupes en terme d'amplitude de mobilité au dernier recul.

Le type de voie d'abord chirurgical n'était pas associé significativement au squeaking.

Le squeaking était significativement plus élevé pour les patients qui avaient bénéficié d'implants acétabulaires et fémoraux de taille plus importante ($p < 0.002$).

La longueur de col fémoral n'était pas associée au phénomène de squeaking.

Variable	PTH avec squeaking	PTH sans squeaking	Valeur p
Nombre	5	84	
Age	51	52.3	0.85
Sexe			
Homme	5	51	0.01
Femme	0	33	0.01
Poids (kg)	100	75	0.0008
Taille (cm)	185	169	<0.0001
Indice de masse corporelle (kg/m²)	28,7	26	0.19
Longueur de col	moyen	moyen	0.24
Taille de la cupule	58	52	0.0004
Taille de la tige	6	3	0.0002
Score UCLA	8.5	6.9	0.04
Score de Harris pré-op	43	41.2	0.48
Score de Harris dernier recul	96.5	96.1	0.30
Score Postel Merle d'Aubigné pré-op	8	7.9	0.74
Score Postel Merle d'Aubigné dernier recul	17	17.2	0.16
Voie d'abord			
Postérieure	2	33	0.97
Hardinge	3	62	0.97

Tableau 37 : Epidémiologie patients et implants

IV. Analyse radiographique

L'analyse radiographique n'a pas montré d'usure excessive ou d'ostéolyse dans les deux groupes. Aucun descellement cotyloïdien ou fémoral n'est à déplorer pour le groupe de patients présentant un squeaking. Pour le groupe de patients ne présentant pas de

squeaking, un cas de descellement aseptique a été mis en évidence et le patient a bénéficié d'un changement de cotyle.

Pour le groupe de patients présentant un squeaking, le positionnement des implants a été évalué à l'aide de mesures scannographiques (tableau 38). Ces mesures n'ont pas révélé de positionnement jugé anormal, c'est-à-dire qu'aucun implant n'était en dehors de la zone de sécurité telle que décrite par Lewinneck et al²¹⁴ ou en dehors de la zone de sécurité pour l'implantation de PTH à couple de frottement céramique suggéré par Walter plus récemment^{84, 164}.

Paramètres	Analyse radio patients non squeakers	Analyse radio patients squeakers	p	Mesures scanner des patients squeakers
Antéversion	19.6 (n = 84)	20.3 (n = 5)	0.38	21.2
Inclinaison	N/A	N/A		43.6

Tableau 38: résultat du positionnement des implants

V. Complications

Les complications dans le groupe de patients présentant un squeaking comprenaient :

Un cas de luxation 8 mois après la chirurgie (le squeaking est apparu 70 mois après cette complication).

Un patient se plaignant d'instabilité.

Un patient ayant une inégalité de longueur supérieure à 1 cm (raccourcissement du côté opéré).

Il n'a pas été retrouvé de rupture de tête céramique, et aucune douleur n'était reliée au phénomène de squeaking.

Par ailleurs, aucun de ces 5 patients ne souhaitait une reprise chirurgicale pour changement prothétique du fait de ce problème.

DISCUSSION

L'incidence du bruit dans les prothèses totales de hanche à couple de frottement céramique-céramique est rapporté de façon très variable dans la littérature, allant de 1% à 20.9%, comprenant les claquements, les grattements, les « popping » et le squeaking^{46, 50, 84, 85, 151, 161, 215, 216}. Cependant, toutes ces études cliniques ont un recul inférieur à 5 ans^{50, 84, 85, 151, 216}.

Le but de cette étude était d'étudier l'incidence et les conséquences du squeaking avec un recul plus important. Avec un recul de 10 ans, l'incidence de patients se plaignant réellement de squeaking est de 2.2% dans notre série. Ce résultat est en accord avec la plupart des études ayant un recul moins important^{84, 85, 201, 202, 216}.

La méthode utilisée pour rechercher le squeaking peut expliquer la grande variabilité retrouvée dans la littérature sur l'incidence de ce phénomène. La plupart des patients qui présentent un squeaking occasionnel ne mentionnent jamais ce problème lors des consultations, et ne l'auraient pas signalé si cela ne leur avait pas été demandé de façon systématique. Ainsi, dans notre étude, aucun des 5 patients, même ceux qui présentaient un squeaking quotidien, n'ont abordé spontanément ce problème de bruit.

Concernant les données épidémiologiques spécifiques des patients présentant un squeaking, nous avons constaté, dans cette étude, que les patients de sexe masculin, qui présentaient une taille et un poids significativement plus élevé, ainsi qu'une activité physique importante, étaient plus sujets au phénomène de squeaking. Le squeaking était ainsi plus fréquent pour les hommes que pour les femmes (aucune dans notre étude). Ces résultats sont en accord avec les données des études de Walter⁴⁷ et Poggie⁸⁸, qui observaient un squeaking plus fréquent pour les patients de sexe masculin, plus lourds, plus grands et plus jeunes. Cependant, ils sont en désaccord avec les résultats de notre étude précédente menée sur 9 explants, qui ne retrouvait pas de différence sur la démographie des patients, avec le groupe de contrôle de patients « non squeakeurs » de Walter⁴⁷, de même qu'ils sont en désaccord avec la récente méta analyse de Stanat et Capozzi¹⁹³ pour les données démographiques des patients squeakers.

Ces résultats contradictoires peuvent s'expliquer par le faible nombre de patients impliqués et la différence des méthodes d'investigation pour rechercher le phénomène de squeaking dans l'ensemble des études de la littérature. Par ailleurs, dans notre étude précédente portant sur 9 explants, ceux-ci ne représentaient pas une population homogène de patients porteurs de PTH à couple de frottement céramique-céramique mais uniquement 9 patients isolés qui avaient subi un changement prothétique et présentaient un squeaking.

L'ensemble de ces données nous fait relativiser le résultat de notre analyse démographique pour l'étude des neuf explants, et, comme Walter⁴⁷, Poggie⁸⁸ et Choi²⁰⁵, nous pensons que le squeaking semble plus fréquent pour les hommes, jeunes et actifs, qui sollicitent leur prothèse de façon plus importante que le reste de la population de patients porteurs de PTH. Ceci se traduit par un score UCLA plus élevé dans notre étude pour les patients squeakers que pour les patients non squeakers, et même si les mesures des amplitudes de mobilité n'étaient pas significativement différentes d'un point de vue statistique, l'activité plus importante de ces patients pouvait conduire à des mouvements plus extrêmes pouvant entraîner un phénomène d'impingement entre le col prothétique et le rebord cotyloïdien.

De plus, tous les implants présentant un squeaking étaient plus gros que pour les patients non squeakers. Ceci est à mettre en relation avec le fait que des implants plus grands sont utilisés pour les patients plus grands.

Une étude récente tendait à montrer que le phénomène de squeaking est plus fréquent pour des implants présentant des têtes de gros diamètre²⁰⁵. Nous ne sommes pas en mesure de confirmer ou d'infirmer cette donnée, car nous ne disposions dans notre étude que de têtes céramiques de 28 mm de diamètre.

Dans notre précédente étude sur les 9 explants, de même que Walter et al.⁸⁴, nous avons retrouvé une corrélation entre squeaking et mauvais positionnement acétabulaire. Dans cette étude, en se basant sur les zones de sécurité définies par Lewinneck et plus récemment par Walter, nous n'avons pas retrouvé de mauvais positionnement acétabulaire. Ce résultat est en accord avec les analyses de Restrepo⁸⁵, Keurentjes¹⁵¹, et la récente méta analyse de Stanat¹⁹³, où le positionnement des implants n'influe pas sur l'incidence du squeaking. Cependant, nous devons modérer les résultats de notre étude

actuelle : Premièrement, nous n'avons pas de groupe de contrôle pour l'analyse de positionnement scannographique. Deuxièmement, la zone de sécurité décrite par Lewinneck demeure controversée. Nous pensons qu'une erreur importante de positionnement, comme retrouvée dans l'analyse des 9 explants peut conduire à un impingement, entraînant la production de troisième corps conduisant au squeaking. L'erreur de positionnement semble donc avoir son rôle dans la genèse du squeaking. Cependant, ce défaut de positionnement ne peut à lui seul expliquer la totalité des squeakings, et de façon inverse, l'absence de défaut de positionnement acétabulaire n'empêche pas l'apparition du bruit. Dans notre étude, ainsi que pour l'ensemble des études de la littérature, seule l'orientation de la cupule acétabulaire est étudiée. Or, des erreurs de positionnement peuvent aussi se voir au niveau de la tige fémorale. Ce paramètre peut en lui-même entraîner des impingements plus précoces, malgré une orientation correcte de l'implant acétabulaire, et ainsi conduire à la formation de troisième corps. C'est donc en étudiant le positionnement de l'implant acétabulaire mais aussi de l'implant fémoral et le positionnement relatif d'un implant à l'autre, qu'il serait possible d'analyser de façon la plus rigoureuse, le rôle de l'orientation des implants dans l'apparition du squeaking. Cette étude du positionnement optimal d'un implant par rapport à l'autre est d'ailleurs utilisée par les systèmes de navigation chirurgicale se basant sur les cônes de mobilité, en suggérant le positionnement optimal d'un implant par rapport à l'autre, pour diminuer au maximum le risque d'impingement et procurer au patient les meilleures amplitudes de mobilité.

Dans notre étude, la mesure de l'usure des implants doit aussi être modérée. La méthode que nous avons utilisée a été décrite par Charnley en 1975, et avait été mise au point pour mesurer l'usure des cupules acétabulaires en polyéthylène²¹³. Par ailleurs, du fait de la résolution des radiographies, la précision des mesures ne peut être meilleure que 0.5 mm²¹³. Par conséquent, la mesure de l'usure de la céramique, qui est reconnue pour être bien plus faible que celle du polyéthylène, s'est avérée négative. Cependant, même avec cette méthode de mesure, nous pensons qu'une usure excessive potentiellement provoquée ou en rapport avec le phénomène de squeaking, aurait été décelée.

Il est à noter que la plupart des patients qui présentent un squeaking dans notre étude ont eu une complication plus ou moins importante dans l'histoire de leur prothèse : luxation, instabilité, inégalité de longueur supérieure à 1 cm.

Toutes ces complications peuvent, à elles seules, entraîner un impingement qui pourra aboutir à l'apparition d'un troisième corps métallique, pouvant potentiellement conduire à une rupture du film de lubrification entre les surfaces de frottement. Cette suggestion est en accord avec nos précédentes analyses^{160, 188}, ainsi qu'avec les propositions de Parvizi²⁰², qui discutait du rôle du dessin des implants sur l'impingement entraînant un squeaking.

Dans notre étude, tous les implants étaient similaires, et l'insert céramique n'était pas protégé par un rebord en titane. Cependant, des particules métalliques ont pu être transférées entre les surfaces de frottement durant l'épisode de luxation dans un cas, durant les phénomènes de subluxation dans un autre cas et durant la phase de balancement lors de la marche pour le patient présentant un raccourcissement de 1 cm (phénomène de décoaptation lié à la mauvaise mise en tension musculaire). Par conséquent, le dessin de l'implant n'est pas le seul facteur en cause pour la genèse du squeaking mais peut favoriser celui-ci.

Malgré tout, après 10 ans de suivi, les patients qui présentent un squeaking n'ont pas présenté d'usure excessive de leurs implants, pas de rupture de tête céramique, pas de descellement de cotyle ou de tige fémorale, pas de douleurs de hanche lié au phénomène ni de limitation de leurs activités quotidiennes et physiques. Les scores de Harris et de Postel Merle d'Aubigné étaient comparables à ceux des patients non squeakers.

Le squeaking n'a pas disparu au cours du temps mais est resté constant en intensité. Il n'y a pas eu de nouveau cas après 85 mois post chirurgie.

CONCLUSION

Le phénomène de squeaking avec les couples de frottement céramique-céramique dans les PTH sans ciment semble donc être un phénomène isolé, sans conséquences pour le patient d'un point de vue fonctionnel, ni sur la longévité de l'implant avec un recul de 10 ans.

L'utilisation régulière de systèmes de navigation permettant le positionnement optimal d'un implant par rapport à l'autre, afin de réduire les phénomènes d'impingement et d'augmenter les amplitudes de mobilité, pourrait en théorie diminuer l'incidence du phénomène de squeaking.

Une telle supposition nécessitera d'être étudiée dans le futur.

CONCLUSION

Le but de ce travail était d'approfondir les connaissances sur le couple de frottement céramique-céramique, utilisé dans les prothèses totales de hanche non cimentées.

Nous avons tout d'abord, dans une étude clinique, cherché la fiabilité de tels implants sur le long terme. Cette étude nous a permis de conclure que le couple céramique était tout à fait compatible avec l'utilisation d'implants modernes, sans ciment, avec une usure extrêmement faible, et une absence d'ostéolyse à près de 10 ans de recul. Cette étude conforte l'idée de la biocompatibilité de la céramique, et de son innocuité lors de son implantation. Par ailleurs, nous avons retrouvé un nombre relativement élevé de luxations. Ces évènements indésirables peuvent être liés à la technique chirurgicale, ainsi qu'à l'utilisation de tête céramique de diamètre 28 mm. A l'heure actuelle, les implants céramiques utilisés ont souvent des diamètres de tête supérieurs à 28 mm (32 voir 36 mm pour les prothèses à couple de frottement céramique-céramique avec métal-back conventionnel). Cette augmentation de diamètre procure une meilleure stabilité au niveau des implants en diminuant le risque de luxation ; Par ailleurs, certaines équipes utilisent un système de navigation chirurgicale, permettant de positionner les implants de façon plus précise, en recherchant la stabilité maximale. Il sera intéressant de voir si les implants céramiques implantés à l'aide de la navigation présentent effectivement moins de luxation, et si leur survie sur le long terme s'en trouve améliorée.

La seconde partie de ce travail consistait à étudier l'intérêt ou non de l'utilisation de vis de fixation supplémentaires au niveau cotyloïdien, en plus du press fit, de façon à améliorer la stabilité des cupules acétabulaires.

Cette étude à 10 ans de recul, insistant sur l'analyse radiographique de la stabilité et de la migration des implants, n'a pas démontré de supériorité en terme de stabilité, pour les implants avec vis supplémentaires. Au contraire, il a été montré le risque potentiel de iatrogénicité, du fait de la mise en place de ces vis ; Bien évidemment, cette étude ne remet pas en question l'utilisation de vis dans des cas particuliers, en fonction de la qualité osseuse ou des antécédents du patient, mais elle prouve que la rigidité de la céramique n'est pas une contre indication pour l'utilisation d'implants sans ciment, au niveau cotyloïdien et que le press-fit peut se suffire à lui-même en terme de stabilité. Ce point nous paraît important à souligner à l'heure où certaines sociétés ont développé et mis sur le marché des implants céramique avec une cupule acétabulaire contenant déjà la céramique, qui est « embarquée » dans le métal-back en usine. De tels implants ne permettent pas l'ajout de vis supplémentaires. Notre étude tendrait à prouver que cette impossibilité de mise en place de vis n'est pas une contre indication à l'utilisation de tels implants. D'autres éléments pourraient être discutés sur l'utilisation de telles cupules, notamment le risque de fracture de la céramique au moment de l'impaction de la cupule, mais notre travail n'a pas étudié ce problème.

Ces deux premières études nous ont donc permis de valider l'intérêt du couple de frottement céramique-céramique, mais aussi de constater les risques existants avec ces implants, en particulier le squeaking. L'étude suivante s'est donc intéressée à l'analyse de

ce phénomène *in vitro*, afin de chercher les causes et d'expliquer le mécanisme permettant l'apparition de ce bruit. Les résultats de notre étude nous ont permis d'envisager le rôle d'une rupture du film de lubrification entre la tête céramique et l'insert, pouvant être causé par la présence d'un troisième corps métallique. Cette hypothèse est depuis soutenue par différentes équipes de recherche : récemment, Brockett et al. ont ainsi publié une étude *in vitro* étudiant les modifications de clearance et de friction entre la tête et l'insert céramique, dont les résultats sont aussi en faveur d'un problème de mauvaise lubrification comme cause de squeaking²¹⁷. Ce défaut de lubrification peut être causé par différents phénomènes, et notre étude a montré le rôle important des particules métalliques. Nous avons par la suite cherché à vérifier ces hypothèses, par une analyse d'explants présentant un squeaking. Cette étude nous a révélé la présence d'anomalies de surface, avec une augmentation de la rugosité de la tête céramique et la présence de particules métalliques dans la majorité des cas. Cependant, nous n'avons pas pu reproduire de squeaking avec ces implants dans des conditions de lubrification optimale.

Là encore, ces constatations renforcent l'hypothèse du défaut de lubrification comme cause de squeaking, et le rôle de troisième corps métallique dans la genèse de ce phénomène. Par cette analyse, nous pensons que la production de particules métalliques peut être due à un défaut de positionnement des implants, à un mauvais dessin de l'implant lui-même, ou à toute autre erreur survenant au cours de la chirurgie ou dans les suites (luxation, subluxation, inégalité de longueur...).

Ceci conduit donc à dire que les prothèses à couple de frottement céramique, plus encore que les prothèses à couple de frottement métal-polyéthylène, supportent mal

l'imprécision lors de leur mise en place. L'intérêt d'un positionnement optimal, effectué à l'aide de la navigation chirurgicale, semble prendre ici tout son intérêt, de manière à éviter tout conflit entre les implants, et, si notre hypothèse est avérée, diminuer les risques de squeaking. Par ailleurs, un dessin d'implant optimal, évitant tout impingement, semble très important pour la céramique.

Nous avons enfin cherché à savoir si ce phénomène de squeaking présentait un risque pour le patient et l'implant lui-même sur la durée. Nous pouvons conclure qu'à 10 ans de recul, ce phénomène sonore n'est une gêne véritable que pour moins de 3% de nos patients, et que cela n'a aucune conséquence sur « l'utilisation » qu'ils font de leur prothèse. Nous avons pu constater que la plupart des patients qui présentaient ce squeaking avaient eu une complication dans l'histoire de leur prothèse, ce qui renforce notre hypothèse de rupture du film de lubrification suite à la présence de troisième corps métallique intra prothétique. Cependant, notre méthode d'évaluation n'a pas permis de mettre en évidence une usure anormale de la prothèse, malgré le squeaking.

Au final, le couple de frottement céramique-céramique dans les prothèses totales de hanche sans ciment s'avère être un excellent couple de frottement, avec une innocuité, une grande longévité et une fiabilité permettant son implantation pour des patients jeunes et actifs. Parmi les complications, le squeaking semble être un élément majeur. Nous pensons que ce phénomène a peu de conséquences pour le patient et pour l'implant et qu'il ne doit pas dissuader de l'utilisation d'un tel matériau. Cette complication nous semble être due à un problème de lubrification, causé par la présence d'un troisième corps métallique. Il conviendrait par la suite d'analyser le phénomène de squeaking en fonction des différents diamètres de tête céramique, ainsi qu'en modifiant la clearance du

couple. Cliniquement, il paraîtrait intéressant d'essayer de « lubrifier » l'articulation de patients présentant un squeaking, afin de voir si ce phénomène disparaît.

Nous espérons donc poursuivre l'étude du couple céramique-céramique tant sur le plan clinique que biomécanique, afin de permettre une meilleure connaissance de ce matériau dans son utilisation clinique.

BIBLIOGRAPHIE

1. **Tepper S, Hochberg MC.** Factors associated with hip osteoarthritis: data from the First National Health and Nutrition Examination Survey (NHANES-I). *Am J Epidemiol.* 1993; 137(10):1081-1088.
2. **Felson DT.** Epidemiology of hip and knee osteoarthritis. *Epidemiol Rev.* 1988; 10:1-28.
3. **Lawrence RC, Helmick CG, Arnett FC, et al.** Estimates of the prevalence of arthritis and selected musculoskeletal disorders in the United States. *Arthritis Rheum.* 1998; 41(5):778-799.
4. **Maillefert JF, Gueguen A, Monreal M, et al.** Sex differences in hip osteoarthritis: results of a longitudinal study in 508 patients. *Ann Rheum Dis.* 2003; 62(10):931-934.
5. **Van Saase JL, Van Romunde LK, Cats A, Vandenbroucke JP, Valkenburg HA.** Epidemiology of osteoarthritis: Zoetermeer survey. Comparison of radiological osteoarthritis in a Dutch population with that in 10 other populations. *Ann Rheum Dis.* 1989; 48(4):271-280.
6. **Ingvarsson T, Hagglund G, Lohmander LS.** Prevalence of hip osteoarthritis in Iceland. *Ann Rheum Dis.* 1999; 58(4):201-207.
7. **Hochberg MC, Altman RD, Brandt KD, et al.** Guidelines for the medical management of osteoarthritis. Part I. Osteoarthritis of the hip. American College of Rheumatology. *Arthritis Rheum.* 1995; 38(11):1535-1540.
8. **Charnley J, ed.** *Low friction arthroplasty of the hip.* Berlin: Springer-Verlag; 1979.
9. **Kurtz S, Mowat F, Ong K, Chan N, Lau E, Halpern M.** Prevalence of primary and revision total hip and knee arthroplasty in the United States from 1990 through 2002. *J Bone Joint Surg Am.* 2005; 87(7):1487-1497.
10. **Merx H, Dreinhofer K, Schrader P, et al.** International variation in hip replacement rates. *Ann Rheum Dis.* 2003; 62(3):222-226.
11. **Chatterji U, Ashworth MJ, Lewis PL, Dobson PJ.** Effect of total hip arthroplasty on recreational and sporting activity. *ANZ J Surg.* 2004; 74(6):446-449.
12. **Herberts P, Malchau H.** Long-term registration has improved the quality of hip replacement: a review of the Swedish THR Register comparing 160,000 cases. *Acta Orthop Scand.* 2000; 71(2):111-121.
13. **Silva M, McClung CD, Dela Rosa MA, Dorey FJ, Schmalzried TP.** Activity sampling in the assessment of patients with total joint arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2005; 20(4):487-491.
14. **Goldsmith AA, Dowson D, Wroblewski BM, et al.** Comparative study of the activity of total hip arthroplasty patients and normal subjects. *J Arthroplasty.* 2001; 16(5):613-619.

15. **Zati A, Degli Esposti S, Spagnoletti C, Martucci E, Bilotta TW.** Does total hip arthroplasty mean sensorial and proprioceptive lesion? A clinical study.
Chir Organi Mov. 1997; 82(3):239-247.
16. **Charnley J.** Total hip replacement by low-friction arthroplasty.
Clin Orthop Relat Res. 1970; 72:7-21.
17. **Postel M KM, Evrard J, Courpied JP.** *Arthroplastie totale de la hanche.* Berlin, New York; 1985. Springer-Verlag edition.
18. **Jasty MJ, Floyd WE, 3rd, Schiller AL, Goldring SR, Harris WH.** Localized osteolysis in stable, non-septic total hip replacement.
J Bone Joint Surg Am. 1986; 68(6):912-919.
19. **Jiranek WA, Machado M, Jasty M, et al.** Production of cytokines around loosened cemented acetabular components. Analysis with immunohistochemical techniques and in situ hybridization.
J Bone Joint Surg Am. 1993; 75(6):863-879.
20. **Boutin P.** Total arthroplasty of the hip by fritted aluminum prosthesis. Experimental study and 1st clinical applications.
Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1972; 58(3):229-246.
21. **Boutin P.** Total hip arthroplasty using a ceramic prosthesis. P Boutin (1924-1989).
Clin Orthop Relat Res. 2000(379):3-11.
22. **Sedel L, Kerboull L, Christel P, Meunier A, Witvoet J.** Alumina-on-alumina hip replacement. Results and survivorship in young patients.
J Bone Joint Surg Br. 1990; 72(4):658-663.
23. **Sedel L.** Evolution of alumina-on-alumina implants: a review.
Clin Orthop Relat Res. 2000(379):48-54.
24. **Sedel L.** Ceramic hips.
J Bone Joint Surg Br. 1992; 74(3):331-332.
25. **Hannouche D, Hamadouche M, Nizard R, Bizot P, Meunier A, Sedel L.** Ceramics in total hip replacement.
Clin Orthop Relat Res. 2005(430):62-71.
26. **Willmann G.** Bioceramics in orthopaedics. What have we learned in 25 years ?
Med Orth Tech. 2000; 120:10-16.
27. **Hamadouche M, Boutin P, Daussange J, Bolander ME, Sedel L.** Alumina-on-alumina total hip arthroplasty: a minimum 18.5-year follow-up study.
J Bone Joint Surg Am. 2002; 84-A(1):69-77.
28. **Dorlot JM.** Long-term effects of alumina components in total hip prostheses.
Clin Orthop Relat Res. 1992(282):47-52.
29. **Boutin P, Blanquaert D.** A study of the mechanical properties of alumina-on-alumina total hip prosthesis.
Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1981; 67(3):279-287.
30. **Lerouge S, Huk O, Yahia LH, Sedel L.** Characterization of in vivo wear debris from ceramic-ceramic total hip arthroplasties.
J Biomed Mater Res. 1996; 32(4):627-633.
31. **Lerouge S, Huk O, Yahia L, Witvoet J, Sedel L.** Ceramic-ceramic and metal-polyethylene total hip replacements: comparison of pseudomembranes after loosening.
J Bone Joint Surg Br. Jan 1997; 79(1):135-139.

32. **Sedel L, Nizard RS, Kerboull L, Witvoet J.** Alumina-alumina hip replacement in patients younger than 50 years old.
Clin Orthop Relat Res. 1994(298):175-183.
33. **Walter A.** On the material and the tribology of alumina-alumina couplings for hip joint prostheses.
Clin Orthop Relat Res. 1992(282):31-46.
34. **Fritsch EW, Gleitz M.** Ceramic femoral head fractures in total hip arthroplasty.
Clin Orthop Relat Res. 1996(328):129-136.
35. **Heimke G, Griss P.** Five years experience with ceramic-metal-composite hip endoprostheses. II. Mechanical evaluations and improvements.
Arch Orthop Trauma Surg. 1981; 98(3):165-171.
36. **Mahoney OM, Dimon JH.** Unsatisfactory results with a ceramic total hip prosthesis.
J Bone Joint Surg Am. 1990; 72(5):663-671.
37. **Riska EB.** Ceramic endoprosthesis in total hip arthroplasty.
Clin Orthop Relat Res. 1993(297):87-94.
38. **Wirganowicz PZ, Thomas BJ.** Massive osteolysis after ceramic on ceramic total hip arthroplasty. A case report.
Clin Orthop Relat Res. 1997(338):100-104.
39. **Yoon TR, Rowe SM, Jung ST, Seon KJ, Maloney WJ.** Osteolysis in association with a total hip arthroplasty with ceramic bearing surfaces.
J Bone Joint Surg Am. 1998; 80(10):1459-1468.
40. **Bizot P, Hannouche D, Nizard R, Witvoet J, Sedel L.** Hybrid alumina total hip arthroplasty using a press-fit metal-backed socket in patients younger than 55 years. A six- to 11-year evaluation.
J Bone Joint Surg Br. 2004; 86(2):190-194.
41. **Affatato S, Traina F, Mazzega-Fabbro C, Sergio V, Viceconti M.** Is ceramic-on-ceramic squeaking phenomenon reproducible in vitro? A long-term simulator study under severe conditions.
J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2009; 91(1):264-71.
42. **Regis D, Sandri A, Bartolozzi P.** Delayed diagnosis of low-symptomatic ceramic acetabular liner fracture in ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty.
Orthopedics. 2008; 31(10).
43. **Hwang SK, Oh JR, Her MS, Shim YJ, Cho TY, Kwon SM.** Fracture-dissociation of ceramic liner.
Orthopedics. 2008; 31(8):804.
44. **Hamilton WG, McAuley JP, Dennis DA, Murphy JA, Blumenfeld TJ, Politi J.** THA with Delta ceramic on ceramic: results of a multicenter investigational device exemption trial.
Clin Orthop Relat Res. 2010; 468(2):358-366.
45. **Taheriazam A, Mohajer MA, Aboulghasemian M, Hajipour B.** Fracture of the Alumina-bearing Couple Delta Ceramic Liner.
Orthopedics. 2012; 35(1):e91-93.
46. **Capello WN, D'Antonio JA, Feinberg JR, Manley MT, Naughton M.** Ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty: update.
J Arthroplasty. 2008;23(7 Suppl):39-43.

47. **Walter WL, Waters TS, Gillies M, et al.** Squeaking hips. *J Bone Joint Surg Am.* 2008; 90 Suppl 4:102-111.
48. **Rodriguez JA, Gonzalez DelaValle A, McCook N.** Squeaking in total hip replacement: a cause for concern. *Orthopedics.* 2008; 31(9):874, 877-878.
49. **Ecker TM, Robbins C, van Flandern G, et al.** Squeaking in total hip replacement: no cause for concern. *Orthopedics.* 2008; 31(9):875-876, 884.
50. **Jarrett CA, Ranawat AS, Bruzzone M, Blum YC, Rodriguez JA, Ranawat CS.** The squeaking hip: a phenomenon of ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2009; 91(6):1344-1349.
51. **Kapandji.** *Physiologie articulaire 2_Membre Inferieur.* Vol 5e Edition: Maloine; 2004.
52. **Baqué P, Maes B.** *Manuel pratique d'anatomie.* ellipses; 2008.
53. **Kamina P.** *Précis d'anatomie clinique Tome 1:* Maloine; 2009.
54. **Prigent F.** L'histoire des prothèses de hanche. <http://www.prothese-hanche.com/pdf/histoire-prothese-de-hanche.pdf>.
55. **Hernigou P, Poignard, A; Manicom, O.** Histoire de la prothèse totale de hanche. In: Elsevier, *Prothèse totale de hanche. Les choix.* Vol Cahier d'enseignement de la SOFCOT 90. Paris; 2005:5-9.
56. **Migaud H, Pinoit Y, Herent S, Soenen M, Bachour F, May O, Laffargue P, Duhamel O.** Méta-analyse: les prothèses de hanche non cimentées. Effet de surface physique et biologique. In: Elsevier. *Prothèse totale de hanche. Les choix.* Vol Cahier d'enseignement de la SOFCOT 90. Paris; 2005:22-35.
57. **Louboutin H, Wessely L, Lefèvre C, Dubrana F.** Cotyles cimentés et non cimentés. In: Elsevier. *Prothèse totale de hanche. Les choix.* Vol Cahier d'enseignement de la SOFCOT 90. Paris; 2005:99-106.
58. **Laffargue P, Pinoit Y, Migaud H.** Fixation sans ciment des prothèses totales de hanche. In: Elsevier. *Prothèse totale de hanche. Les choix.* Vol Cahier d'enseignement de la SOFCOT 90. Paris; 2005:116-131.
59. **Delagoutte J, Mainard D.** L'ancrage biologique des cupules de prothèse totale de hanche. In: Française ES. *Conception des prothèses articulaires. Biomécanique et biomatériaux. Cahier d'enseignement de la SOFCOT n° 44;* 1993:39-44.
60. **Kitamura S, Hasegawa Y, Iwasada S, Yamauchi K, Kawamoto K, Kanamono T** Catastrophic failure of cementless total hip arthroplasty using a femoral component without surface coating. *J Arthroplasty.* 1999; 14:918-924.
61. **Semlitsch M, Willert HG.** Implant materials for hip endoprostheses: old proofs and new trends. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1995;114:61-67.
62. **Lefèvre C, Dubrana F, Le Nen, D, Stindel E,.** Chirurgie orthopédique. Principe et généralités. In: Masson B, ed. *Endoprothèses articulaires.* Paris; 2002:207-218.
63. **Bonnomet F, Kempf JF.** Technique de mise en place des prothèses totales de hanche sans ciment. In: Elsevier, ed. *Encycl Méd Chir. Technique chirurgicales, Orthopédie-Traumatologie.* Vol 44. Paris; 1993:667-678.

64. **Masson B.** Céramiques. In: Elsevier. *Prothèse totale de hanche. Les choix.* Vol Cahier d'enseignement de la SOFCOT 90. Paris; 2005:63-82.
65. **Langlais F.** Couples de frottement dans les prothèses totales de hanche: comment choisir ? In: Elsevier. *Prothèse totale de hanche, les choix.* Vol Cahier d'enseignement de la SOFCOT 90. Paris; 2005:132-144.
66. **Langlais F.** Fractures biologiques et mécaniques de tolérance des prothèses totales de hanche. In: Langlais FD, JP. *Conception des prothèses articulaires.* Vol 44. Paris: Cahier d'enseignement de la SOFCOT; 1993:3-22.
67. **Semlitsch M.** When should we employ aluminium oxide ceramics as an alternative to metal balls in articulation with UHMW polyethylene cups of total hip prostheses? Paper presented at: 6th Symposium on Biomaterial, 1994; Göttingen: Germany.
68. **Christel PS.** Biocompatibility of surgical-grade dense polycrystalline alumina. *Clin Orthop Relat Res.* 1992(282):10-18.
69. **Willmann G.** Ceramic femoral head retrieval data. *Clin Orthop Relat Res.* 2000(379):22-28.
70. **Boehler M, Plenck H, Jr., Salzer M.** Alumina ceramic bearings for hip endoprostheses: the Austrian experiences. *Clin Orthop Relat Res.* 2000(379):85-93.
71. **Hamadouche M, Nizard RS, Meunier A, Bizot P, Sedel L.** Cementless bulk alumina socket: preliminary results at 6 years. *J Arthroplasty.* 1999; 14(6):701-707.
72. **Mittelmeier H, Heisel J.** Sixteen-years' experience with ceramic hip prostheses. *Clin Orthop Relat Res.* 1992(282):64-72.
73. **Nizard RS, Sedel L, Christel P, Meunier A, Soudry M, Witvoet J.** Ten-year survivorship of cemented ceramic-ceramic total hip prosthesis. *Clin Orthop Relat Res.* 1992(282):53-63.
74. **Heck DA, Partridge CM, Reuben JD, Lanzer WL, Lewis CG, Keating EM.** Prosthetic component failures in hip arthroplasty surgery. *J Arthroplasty.* 1995; 10(5):575-580.
75. **Refior J, Plitz W, Walter A.** Ex vivo and in vitro analysis of the alumina/alumina bearing system for hip joint prostheses. *Bioceramics.* 1997;10:127-130.
76. **McKellop H, Clarke I, Markolf K, Amstutz H.** Friction and wear properties of polymer, metal, and ceramic prosthetic joint materials evaluated on a multichannel screening device. *J Biomed Mater Res.* 1981; 15(5):619-653.
77. **Archibeck MJ, Jacobs JJ, Black J.** Alternate bearing surfaces in total joint arthroplasty: biologic considerations. *Clin Orthop Relat Res.* 2000(379):12-21.
78. **Catelas I, Huk OL, Petit A, Zukor DJ, Marchand R, Yahia L.** Flow cytometric analysis of macrophage response to ceramic and polyethylene particles: effects of size, concentration, and composition. *J Biomed Mater Res.* 1998;41(4):600-607.
79. **Harms J, Mausle E.** Tissue reaction to ceramic implant material. *J Biomed Mater Res.* 1979; 13(1):67-87.

80. **Takeshita F, Morimoto K, Suetsugu T.** Tissue reaction to alumina implants inserted into the tibiae of rats.
J Biomed Mater Res. 1993; 27(4):421-428.
81. **Masson B.** céramiques. In: Masson. *Prothèse totale de hanche: Les choix*. Jean Puget; 2005:63-80.
82. **Chevillotte C, Pibarot V, Carret JP, Bejui-Hugues J, Guyen O.** Nine years follow-up of 100 ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty. *Int Orthop.* 2011;35(11):1599-1604.
83. **Sugano N, Nishii T, Miki H, Yoshikawa H, Sato Y, Tamura S.** Mid-term results of cementless total hip replacement using a ceramic-on-ceramic bearing with and without computer navigation.
J Bone Joint Surg Br. 2007;89(4):455-460.
84. **Walter WL, O'Toole G C, Walter WK, Ellis A, Zicat BA.** Squeaking in ceramic-on-ceramic hips: the importance of acetabular component orientation.
J Arthroplasty. 2007; 22(4):496-503.
85. **Restrepo C, Parvizi J, Kurtz SM, Sharkey PF, Hozack WJ, Rothman RH.** The noisy ceramic hip: is component malpositioning the cause?
J Arthroplasty. 2008; 23(5):643-649.
86. **Rosneck J, Klika A, Barsoum W.** A rare complication of ceramic-on-ceramic bearings in total hip arthroplasty.
J Arthroplasty. 2008; 23(2):311-313.
87. **Park YS, Hwang SK, Choy WS, Kim YS, Moon YW, Lim SJ.** Ceramic failure after total hip arthroplasty with an alumina-on-alumina bearing.
J Bone Joint Surg Am. 2006; 88(4):780-787.
88. **Poggie RA, Turgeon TR, Coutts RD.** Failure analysis of a ceramic bearing acetabular component.
J Bone Joint Surg Am. 2007; 89(2):367-375.
89. **D'Aubigne RM, Postel M.** Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis.
J Bone Joint Surg Am. 1954; 36-A(3):451-475.
90. **d'Aubigné M.** Cotation chiffrée de la fonction de la hanche.
Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1970; 56:481-486.
91. **Harris WH.** Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation.
J Bone Joint Surg Am. 1969; 51(4):737-755.
92. **Dawson J, Fitzpatrick R, Carr A, Murray D.** Questionnaire on the perceptions of patients about total hip replacement.
J Bone Joint Surg Br. 1996; 78(2):185-190.
93. **Delaunay C, Epinette JA, Dawson J, Murray D, Jolles BM.** Cross-cultural adaptations of the Oxford-12 HIP score to the French speaking population.
Orthop Traumatol Surg Res. 2009; 95(2):89-99.
94. **Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC.** "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening.
Clin Orthop Relat Res. 1979(141):17-27.

95. **Callaghan JJ, Dysart SH, Savory CG.** The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis. Two-year results of a prospective consecutive series.
J Bone Joint Surg Am. 1988; 70(3):337-346.
96. **DeLee JG, Charnley J.** Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement.
Clin Orthop Relat Res. 1976(121):20-32.
97. **Engl CA, Massin P, Suthers KE.** Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components.
Clin Orthop Relat Res. 1990(257):107-128.
98. **Epinette JA .** Radiographic assessment of cementless hip prostheses: ARA, a proposed new scoring system In: L'Expansion scientifique P, ed. *Cahiers d'Enseignement de la SO.F.C.O.T: "Hydroxyapatite Coated Hip and Knee Arthroplasty"*. Vol 50; 1994:107-119
99. **Yoo JJ, Kim YM, Yoon KS, Koo KH, Song WS, Kim HJ.** Alumina-on-alumina total hip arthroplasty. A five-year minimum follow-up study.
J Bone Joint Surg Am. 2005; 87(3):530-535.
100. **Chandler HP, Reineck FT, Wixson RL, McCarthy JC.** Total hip replacement in patients younger than thirty years old. A five-year follow-up study.
J Bone Joint Surg Am. 1981; 63(9):1426-1434.
101. **Collis DK.** Cemented total hip replacement in patients who are less than fifty years old.
J Bone Joint Surg Am. 1984; 66(3):353-359.
102. **Collis DK.** Long-term (twelve to eighteen-year) follow-up of cemented total hip replacements in patients who were less than fifty years old. A follow-up note.
J Bone Joint Surg Am. 1991; 73(4):593-597.
103. **Cornell CN, Ranawat CS.** The impact of modern cement techniques on acetabular fixation in cemented total hip replacement.
J Arthroplasty. 1986; 1(3):197-202.
104. **Cornell CN, Salvati EA, Pellicci PM.** Long-term follow-up of total hip replacement in patients with osteonecrosis.
Orthop Clin North Am. 1985; 16(4):757-769.
105. **Dorr LD, Lueckett M, Conaty JP.** Total hip arthroplasties in patients younger than 45 years. A nine- to ten-year follow-up study.
Clin Orthop Relat Res. 1990(260):215-219.
106. **Dorr LD, Kane TJ, Conaty JP.** Long-term results of cemented total hip arthroplasty in patients 45 years old or younger. A 16-year follow-up study.
J Arthroplasty. 1994; 9(5):453-456.
107. **Murzi WJ, McCollum DE.** Hip arthroplasty for osteonecrosis after renal transplantation.
Clin Orthop Relat Res. 1994(299):212-219.
108. **Dorr LD, Lewonowski K, Lucero M, Harris M, Wan Z.** Failure mechanisms of anatomic porous replacement I cementless total hip replacement.
Clin Orthop Relat Res. 1997(334):157-167.
109. **Incavo SJ, Schneider R, Elting J.** The effect of surface coating of femoral prostheses implanted without cement: a 2- to 4-year follow-up study.
Am J Orthop. 1998; 27(5):355-361.

110. **D'Antonio J, Capello W, Manley M.** Alumina ceramic bearings for total hip arthroplasty.
Orthopedics. 2003; 26(1):39-46.
111. **Murphy SB, Ecker TM, Tannast M.** Two- to 9-year clinical results of alumina ceramic-on-ceramic THA.
Clin Orthop Relat Res. 2006; 453:97-102.
112. **Ha YC, Koo KH, Jeong ST, Joon Yoo J, Kim YM, Joong Kim H.** Cementless alumina-on-alumina total hip arthroplasty in patients younger than 50 years: a 5-year minimum follow-up study.
J Arthroplasty. 2007; 22(2):184-188.
113. **Lusty PJ, Tai CC, Sew-Hoy RP, Walter WL, Walter WK, Zicat BA.** Third-generation alumina-on-alumina ceramic bearings in cementless total hip arthroplasty.
J Bone Joint Surg Am. 2007; 89(12):2676-2683.
114. **Nizard R, Pourreyron D, Raould A, Hannouche D, Sedel L.** Alumina-on-alumina hip arthroplasty in patients younger than 30 years old.
Clin Orthop Relat Res. 2008; 466(2):317-323.
115. **Baek SH, Kim SY.** Cementless total hip arthroplasty with alumina bearings in patients younger than fifty with femoral head osteonecrosis.
J Bone Joint Surg Am. 2008; 90(6):1314-1320.
116. **Pieringer H, Auersperg V, Bohler N.** Long-term results of the cementless ALLOCLASSIC hip arthroplasty system using a 28-mm ceramic head: with a retrospective comparison to a 32-mm head.
J Arthroplasty. 2006; 21(7):967-974.
117. **Bizot P, Banallec L, Sedel L, Nizard R.** Alumina-on-alumina total hip prostheses in patients 40 years of age or younger.
Clin Orthop Relat Res. 2000(379):68-76.
118. **Garcia Araujo C, Fernandez Gonzalez J, Tonino A.** Rheumatoid arthritis and hydroxyapatite-coated hip prostheses: five-year results. International ABG Study Group.
J Arthroplasty. 1998; 13(6):660-667.
119. **D'Antonio JA, Capello WN, Manley MT.** Remodeling of bone around hydroxyapatite-coated femoral stems.
J Bone Joint Surg Am. 1996; 78(8):1226-1234.
120. **Delaunay C, Bonnomet F, North J, Jobard D, Cazeau C, Kempf JF.** Grit-blasted titanium femoral stem in cementless primary total hip arthroplasty: a 5- to 10-year multicenter study.
J Arthroplasty. 2001; 16(1):47-54.
121. **Cruz-Pardos A, Garcia-Cimbrello E.** The Harris-Galante total hip arthroplasty: a minimum 8-year follow-up study.
J Arthroplasty. 2001; 16(5):586-597.
122. **Hamilton HW, Joyce M.** Long-term results of low-friction arthroplasty performed in a community hospital, including a radiologic review.
Clin Orthop Relat Res. 1986(211):55-64.

123. **Chiu KY, Tang WM, Ng TP, Poon KC, Ho WY, Lee KM.** Cementless total hip arthroplasty in young Chinese patients: a comparison of 2 different prostheses. *J Arthroplasty*. 2001; 16(7):863-870.
124. **Kim YH, Oh SH, Kim JS.** Primary total hip arthroplasty with a second-generation cementless total hip prosthesis in patients younger than fifty years of age. *J Bone Joint Surg Am*. 2003; 85-A(1):109-114.
125. **Kapandji IA.** *Physiologie articulaire: Membre inférieur*. 5 ed: Maloine; 2004.
126. **Chevillotte C, Ali MH, Trousdale RT, Pagnano MW.** Variability in Hip Range of Motion on Clinical Examination. *J Arthroplasty*. 2009; 24(5):693-7.
127. **Utting MR, Raghuvanshi M, Amirfeyz R, Blom AW, Learmonth ID, Bannister GC.** The Harris-Galante porous-coated, hemispherical, polyethylene-lined acetabular component in patients under 50 years of age: a 12- to 16-year review. *J Bone Joint Surg Br*. 2008; 90(11):1422-1427.
128. **Ritter MA, Fechtman RW.** Distal cortical hypertrophy following total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1988; 3(2):117-121.
129. **Harris WH.** The problem is osteolysis. *Clin Orthop Relat Res*. 1995(311):46-53.
130. **Harris WH.** Wear and periprosthetic osteolysis: the problem. *Clin Orthop Relat Res*. 2001(393):66-70.
131. **Coathup MJ, Blunn GW, Flynn N, Williams C, Thomas NP.** A comparison of bone remodelling around hydroxyapatite-coated, porous-coated and grit-blasted hip replacements retrieved at post-mortem. *J Bone Joint Surg Br*. 2001; 83(1):118-123.
132. **D'Antonio JA, Capello WN, Crothers OD, Jaffe WL, Manley MT.** Early clinical experience with hydroxyapatite-coated femoral implants. *J Bone Joint Surg Am*. 1992; 74(7):995-1008.
133. **Ballard WT, Callaghan JJ, Sullivan PM, Johnston RC.** The results of improved cementing techniques for total hip arthroplasty in patients less than fifty years old. A ten-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am*. 1994; 76(7):959-964.
134. **Sullivan PM, MacKenzie JR, Callaghan JJ, Johnston RC.** Total hip arthroplasty with cement in patients who are less than fifty years old. A sixteen to twenty-two-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am*. 1994; 76(6):863-869.
135. **Kim YH, Oh JH, Oh SH.** Cementless total hip arthroplasty in patients with osteonecrosis of the femoral head. *Clin Orthop Relat Res*. 1995(320):73-84.
136. **Callaghan JJ.** Results of primary total hip arthroplasty in young patients. *Instr Course Lect*. 1994;43:315-321.
137. **Kronick JL, Barba ML, Paprosky WG.** Extensively coated femoral components in young patients. *Clin Orthop Relat Res*. 1997(344):263-274.

138. **D'Antonio JA, Capello WN, Manley MT, Feinberg J.** Hydroxyapatite coated implants. Total hip arthroplasty in the young patient and patients with avascular necrosis.
Clin Orthop Relat Res. 1997(344):124-138.
139. **Epinette JA, Manley MT.** Uncemented stems in hip replacement--hydroxyapatite or plain porous: does it matter? Based on a prospective study of HA Omnifit stems at 15-years minimum follow-up.
Hip Int. 2008; 18(2):69-74.
140. **Philippot r, Delangle F, Fessy M, JM S.** Étude à 18 ans d'une série continue et homogène de 262 prothèses de hanche sans ciment
SFHG réunion ouverte. 2006.
141. **Froimson MI, Garino J, Machenaud A, Vidalain JP.** Minimum 10-year results of a tapered, titanium, hydroxyapatite-coated hip stem: an independent review.
J Arthroplasty. 2007; 22(1):1-7.
142. **Shaffer B.** A critical review. Heterotopic ossification in total hip replacement.
Bull Hosp Jt Dis Orthop Inst. 1989; 49(1):55-74.
143. **Epinette JA, Geesink R, AGORA G.** Etude radiographique des prothèses de hanche non cimentées. Proposition d'un nouveau système d'évaluation : le score "ARA". *SOFcot: Hydroxyapatite et prothèses articulaires., vol 50* Expansion scientifique Française; 1994:105-119.
144. **Yoder SA, Brand RA, Pedersen DR, O'Gorman TW.** Total hip acetabular component position affects component loosening rates.
Clin Orthop Relat Res. 1988(228):79-87.
145. **Hamadouche M, Witvoet J, Porcher R, Meunier A, Sedel L, Nizard R.** Hydroxyapatite-coated versus grit-blasted femoral stems. a prospective, randomised study using EBRA-FCA.
J Bone Joint Surg Br. 2001; 83(7):979-987.
146. **Poss R, Walker P, Spector M, Reilly DT, Robertson DD, Sledge CB.** Strategies for improving fixation of femoral components in total hip arthroplasty.
Clin Orthop Relat Res. 1988(235):181-194.
147. **Yoo JJ, Kim HJ, Kim YM.** Damage of an alumina-on-alumina bearing surface from a difficult reduction of a total hip arthroplasty. A report of three cases.
J Bone Joint Surg Am. 2004; 86-A(2):376-378.
148. **Bourne RB, Rorabeck CH, Ghazal ME, Lee MH.** Pain in the thigh following total hip replacement with a porous-coated anatomic prosthesis for osteoarthritis. A five-year follow-up study.
J Bone Joint Surg Am. 1994; 76(10):1464-1470.
149. **Engh CA, Jr., Culpepper WJ, 2nd, Engh CA.** Long-term results of use of the anatomic medullary locking prosthesis in total hip arthroplasty.
J Bone Joint Surg Am. 1997; 79(2):177-184.
150. **Capello WN, D'Antonio JA, Manley MT, Feinberg JR.** Hydroxyapatite in total hip arthroplasty. Clinical results and critical issues.
Clin Orthop Relat Res. 1998(355):200-211.
151. **Keurentjes JC, Kuipers RM, Wever DJ, Schreurs BW.** High incidence of squeaking in THAs with alumina ceramic-on-ceramic bearings.
Clin Orthop Relat Res. 2008; 466(6):1438-1443.

152. **Fenollosa J, Seminario P, Montijano C.** Ceramic hip prostheses in young patients: a retrospective study of 74 patients.
Clin Orthop Relat Res. 2000(379):55-67.
153. **Engh CA, Hopper RH, Jr., Engh CA, Jr.** Long-term porous-coated cup survivorship using spikes, screws, and press-fitting for initial fixation.
J Arthroplasty. 2004; 19(7 Suppl 2):54-60.
154. **Dorr LD, Wan Z, Cohen J.** Hemispheric titanium porous coated acetabular component without screw fixation.
Clin Orthop Relat Res. 1998(351):158-168.
155. **Udomkiat P, Dorr LD, Wan Z.** Cementless hemispheric porous-coated sockets implanted with press-fit technique without screws: average ten-year follow-up.
J Bone Joint Surg Am. 2002; 84-A(7):1195-1200.
156. **Rohrl SM, Nivbrant B, Strom H, Nilsson KG.** Effect of augmented cup fixation on stability, wear, and osteolysis: a 5-year follow-up of total hip arthroplasty with RSA.
J Arthroplasty. 2004; 19(8):962-971.
157. **Iorio R, Puskas B, Healy WL, Tilzey JF, Specht LM, Thompson MS.** Cementless acetabular fixation with and without screws: analysis of stability and migration.
J Arthroplasty. 2010; 25(2):309-313.
158. **Won CH, Hearn TC, Tile M.** Micromotion of cementless hemispherical acetabular components. Does press-fit need adjunctive screw fixation?
J Bone Joint Surg Br. 1995; 77(3):484-489.
159. **Lee SC, Jung KA, Nam CH, Kim TH, Ahn NK, Hwang SH.** Acetabular screw head-induced ceramic acetabular liner fracture in cementless ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty.
Orthopedics. 2010;33(5).
160. **Chevillotte C, Trousdale RT, Chen Q, Guyen O, An KN.** The 2009 Frank Stinchfield Award: "Hip squeaking": a biomechanical study of ceramic-on-ceramic bearing surfaces.
Clin Orthop Relat Res. 2010; 468(2):345-350.
161. **Morlock M, Nassutt R, Janssen R, Willmann G, Honl M.** Mismatched wear couple zirconium oxide and aluminum oxide in total hip arthroplasty.
J Arthroplasty. 2001; 16(8):1071-1074.
162. **Taylor S, Manley MT, Sutton K.** The role of stripe wear in causing acoustic emissions from alumina ceramic-on-ceramic bearings.
J Arthroplasty. 2007; 22(7 Suppl 3):47-51.
163. **Yang CC, Kim RH, Dennis DA.** The squeaking hip: a cause for concern-disagrees.
Orthopedics. 2007; 30(9):739-742.
164. **Walter WL, Insley GM, Walter WK, Tuke MA.** Edge loading in third generation alumina ceramic-on-ceramic bearings: stripe wear.
J Arthroplasty. 2004; 19(4):402-413.
165. **Toni A, Traina F, Stea S, et al.** Early diagnosis of ceramic liner fracture. Guidelines based on a twelve-year clinical experience.
J Bone Joint Surg Am. 2006; 88 Suppl 4:55-63.

166. **Scholes SC, Unsworth A.** The effects of proteins on the friction and lubrication of artificial joints.
Proc Inst Mech Eng H. 2006; 220(6):687-693.
167. **Tateiwa T, Clarke IC, Shirasu H, Masaoka T, Shishido T, Yamamoto K.** Effect of low protein concentration lubricants in hip simulators.
J Orthop Sci. 2006; 11(2):204-211.
168. **Mazzucco D, Spector M.** The John Charnley Award Paper. The role of joint fluid in the tribology of total joint arthroplasty.
Clin Orthop Relat Res. 2004(429):17-32.
169. **Wang A, Essner A, Schmidig G.** The effects of lubricant composition on in vitro wear testing of polymeric acetabular components.
J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2004; 68(1):45-52.
170. **Good VD, Clarke IC, Anissian L.** Water and bovine serum lubrication compared in simulator PTFE/CoCr wear model.
J Biomed Mater Res. 1996; 33(4):275-283.
171. **Bell J, Besong AA, Tipper JL, et al.** Influence of gelatin and bovine serum lubricants on ultra-high molecular weight polyethylene wear debris generated in in vitro simulations.
Proc Inst Mech Eng H. 2000; 214(5):513-518.
172. **Nevelos J, Ingham E, Doyle C, et al.** Microseparation of the centers of alumina-alumina artificial hip joints during simulator testing produces clinically relevant wear rates and patterns.
J Arthroplasty. 2000; 15(6):793-795.
173. **Dumbleton JH, Manley MT.** Metal-on-Metal total hip replacement: what does the literature say?
J Arthroplasty. 2005; 20(2):174-188.
174. **Willert HG, Buchhorn GH, Fayyazi A, et al.** Metal-on-metal bearings and hypersensitivity in patients with artificial hip joints. A clinical and histomorphological study.
J Bone Joint Surg Am. 2005; 87(1):28-36.
175. **Esposito C, Walter WL, Campbell P, Roques A.** Squeaking in metal-on-metal hip resurfacing arthroplasties.
Clin Orthop Relat Res. 2010; 468(9):2333-2339.
176. **Brockett CL, Harper P, Williams S, et al.** The influence of clearance on friction, lubrication and squeaking in large diameter metal-on-metal hip replacements.
J Mater Sci Mater Med. 2008; 19(4):1575-1579.
177. **Kwon YM, 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; 26(4):511-518.
178. **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; 91(12):1566-1574.

179. **Dunstan E, Ladon D, Whittingham-Jones P, Carrington R, Briggs TW.** Chromosomal aberrations in the peripheral blood of patients with metal-on-metal hip bearings.
J Bone Joint Surg Am. 2008; 90(3):517-522.
180. **Ziaee H, Daniel J, Datta AK, Blunt S, McMinn DJ.** Transplacental transfer of cobalt and chromium in patients with metal-on-metal hip arthroplasty: a controlled study.
J Bone Joint Surg Br. 2007; 89(3):301-305.
181. **Glaser D, Komistek RD, Cates HE, Mahfouz MR.** Clicking and squeaking: in vivo correlation of sound and separation for different bearing surfaces.
J Bone Joint Surg Am. 2008; 90 Suppl 4:112-120.
182. **Eickmann T.** Squeaking and neck socket impingement in a ceramic total hip arthroplasty. in Proceedings of the 15th International Symposium on Ceramics in Medicine; The Annual Meeting of the Internal Society for Ceramics in Medicine, Dec 4-8 2002. Sydney, NSW, Australia: Trans Tech Publications LTD. 2003.
183. **Zingde SM, Komistek RD.** In vivo determination and correlation of kinematics and sound for subjects having two different ceramic-on-ceramic THA. in 55th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. Las Vegas. 2009.
184. **Restrepo C, Post ZD, Kai B, Hozack WJ.** The effect of stem design on the prevalence of squeaking following ceramic-on-ceramic bearing total hip arthroplasty.
J Bone Joint Surg Am. 2010; 92(3):550-557.
185. **Brockett CL, Williams S, Jin Z, Isaac GH, Fisher J.** Squeaking Hip Arthroplasties: A Tribological Phenomenon. *J Arthroplasty.* 2012 on line.
186. **Sariali E, Jin Z, Stewart T, Fisher J.** Spectral characterization of squeaking in ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty: comparison of in vitro and in vivo values.
J Orthop Res. 2012; 30(2):185-189.
187. **Al-Hajjar M, Leslie IJ, Tipper J, Williams S, Fisher J, Jennings LM.** Effect of cup inclination angle during microseparation and rim loading on the wear of BIOLOX(R) delta ceramic-on-ceramic total hip replacement.
J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2010; 95(2):263-268.
188. **Chevillotte C, Trousdale RT, An KN, Padgett D, Wright T.** Retrieval analysis of squeaking ceramic implants: Are there related specific features?
Orthop Traumatol Surg Res. 2012; 98(3):281-7.
189. **Zywiel MG, Sayeed SA, Johnson AJ, Schmalzried TP, Mont MA.** Survival of hard-on-hard bearings in total hip arthroplasty: a systematic review.
Clin Orthop Relat Res. 2011;469(6):1536-1546.
190. **D'Antonio JA, Capello WN, Naughton M.** Ceramic Bearings for Total Hip Arthroplasty Have High Survivorship at 10 Years.
Clin Orthop Relat Res. 2012; 470(2):373-81.
191. **Ackland MK, Bourne WB, Uthoff HK.** Anteversion of the acetabular cup. Measurement of angle after total hip replacement.
J Bone Joint Surg Br. 1986; 68(3):409-413.

192. **Back DL, Dalziel R, Young D, Shimmin A.** Early results of primary Birmingham hip resurfacings. An independent prospective study of the first 230 hips.
J Bone Joint Surg Br. 2005; 87(3):324-329.
193. **Stanat SJ, Capozzi JD.** Squeaking in Third- and Fourth-Generation Ceramic-on-Ceramic Total Hip Arthroplasty Meta-Analysis and Systematic Review.
J Arthroplasty. 2012; 27(3):445-53.
194. **Sariali E, Stewart T, Jin Z, Fisher J.** In vitro investigation of friction under edge-loading conditions for ceramic-on-ceramic total hip prosthesis.
J Orthop Res. 2010; 28(8):979-985.
195. **D'Antonio J, Capello W, Manley M, Naughton M, Sutton K.** Alumina ceramic bearings for total hip arthroplasty: five-year results of a prospective randomized study.
Clin Orthop Relat Res. 2005(436):164-171.
196. **D'Antonio JA, Capello WN, Manley MT, Naughton M, Sutton K.** A titanium-encased alumina ceramic bearing for total hip arthroplasty: 3- to 5-year results.
Clin Orthop Relat Res. 2005; 441:151-158.
197. **Barrack RL, Burak C, Skinner HB.** Concerns about ceramics in THA.
Clin Orthop Relat Res. 2004(429):73-79.
198. **Murali R, Bonar SF, Kirsh G, Walter WK, Walter WL.** Osteolysis in third-generation alumina ceramic-on-ceramic hip bearings with severe impingement and titanium metallosis.
J Arthroplasty. 2008; 23(8):1240-1249.
199. **Kim YH, Ritchie A, Hardaker C.** Surface roughness of ceramic femoral heads after in vivo transfer of metal: correlation to polyethylene wear.
J Bone Joint Surg Am. 2005; 87(3):577-582.
200. **Chevillotte C, Pibarot V, Carret JP, Bejui-Hugues J, Guyen O.** Hip Squeaking: A 10-Year Follow-Up Study.
J Arthroplasty. 2012, on line.
201. **Schroder D, Bornstein L, Bostrom MP, Nestor BJ, Padgett DE, Westrich GH.** Ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty: incidence of instability and noise.
Clin Orthop Relat Res. 2011; 469(2):437-442.
202. **Parvizi J, Adeli B, Wong JC, Restrepo C, Rothman RH.** A Squeaky Reputation: The Problem May Be Design-dependent.
Clin Orthop Relat Res. 2011; 469(6):1598-605.
203. **Swanson TV, Peterson DJ, Seethala R, Bliss RL, Spellmon CA.** Influence of prosthetic design on squeaking after ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty.
J Arthroplasty. 2010; 25(6 Suppl):36-42.
204. **Matar WY, Restrepo C, Parvizi J, Kurtz SM, Hozack WJ.** Revision hip arthroplasty for ceramic-on-ceramic squeaking hips does not compromise the results.
J Arthroplasty. 2010; 25(6 Suppl):81-86.
205. **Choi IY, Kim YS, Hwang KT, Kim YH.** Incidence and factors associated with squeaking in alumina-on-alumina THA.
Clin Orthop Relat Res. 2010; 468(12):3234-3239.

206. **Walter WL, Yeung E, Esposito C.** A review of squeaking hips. *J Am Acad Orthop Surg.* 2010; 18(6):319-326.
207. **Restrepo C, Matar WY, Parvizi J, Rothman RH, Hozack WJ.** Natural history of squeaking after total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2010; 468(9):2340-2345.
208. **Hothan A, Huber G, Weiss C, Hoffmann N, Morlock M.** The influence of component design, bearing clearance and axial load on the squeaking characteristics of ceramic hip articulations. *J Biomech.* 2011; 44(5):837-41.
209. **Weiss C, Gdaniec P, Hoffmann NP, Hothan A, Huber G, Morlock MM.** Squeak in hip endoprosthesis systems: An experimental study and a numerical technique to analyze design variants. *Med Eng Phys.* 2010; 32(6):604-609.
210. **Affatato S, Traina F, Mazzega-Fabbro C, Sergio V, Viceconti M.** Is ceramic-on-ceramic squeaking phenomenon reproducible in vitro? A long-term simulator study under severe conditions. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009; 91(1):264-271.
211. **Amstutz HC, Thomas BJ, Jinnah R, Kim W, Grogan T, Yale C.** Treatment of primary osteoarthritis of the hip. A comparison of total joint and surface replacement arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1984; 66(2):228-241.
212. **Beaulé P, Dorey F, Hoke R, Leduff M, Amstutz H.** The value of patient activity level in the outcome of total hip arthroplasty. *J.Arthroplasty.* 2006; 21: 547-52.
213. **Charnley J, Halley DK.** Rate of wear in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 1975(112):170-179.
214. **Naal FD, Impellizzeri FM, Leunig M.** Which is the best activity rating scale for patients undergoing total joint arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res.* 2009; 467(4):958-965.
215. **Manley MT, Sutton K.** Bearings of the future for total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2008; 23(7 Suppl):47-50.
216. **Mai K, Verioti C, Ezzet KA, Copp SN, Walker RH, Colwell CW, Jr.** Incidence of 'squeaking' after ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2010; 468(2):413-417.
217. **Brockett CL, Williams S, Jin Z, Isaac GH, Fisher J.** Squeaking hip arthroplasties. A tribological phenomenon. *Journal of Arthroplasty, in press.* 2012.

ANNEXES

ANNEXE 1: Liste des publications effectuées sur le travail de thèse

International Orthopaedics (SICOT) (2011) 35:1599–1604
DOI 10.1007/s00264-010-1185-3

ORIGINAL PAPER

Nine years follow-up of 100 ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty

Christophe Chevillotte · Vincent Pibarot ·
Jean-Paul Carret · Jacques Bejui-Hugues ·
Olivier Guyen

Received: 27 October 2010 / Revised: 24 November 2010 / Accepted: 24 November 2010 / Published online: 21 December 2010
© Springer-Verlag 2010

Abstract The aim of this study was to evaluate the first 100 cementless ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty (THA) performed at our institution with more than nine years of follow-up. Clinical evaluation was performed using Harris hip score. Radiological evaluation was performed by two surgeons. Four patients were lost to follow-up. Harris hip score significantly improved at latest follow-up. Radiological analysis showed calcar osteolysis for 75 patients and one cup loosening. One patient required a revision five years postoperatively for cup loosening. Based on these results and the routine use of a navigation system to optimise positioning of the implants, we advocate the use of uncemented hydroxyapatite coated ceramic-on-ceramic THA in young and active patients in our current practice.

Introduction

Total hip arthroplasty (THA) has revolutionised the treatment of coxarthrosis [1]. One initial bearing surface

Level of evidence: Level IV, retrospective study. See guidelines online for a complete description of level of evidence

C. Chevillotte (✉) · V. Pibarot · J.-P. Carret · J. Bejui-Hugues ·
O. Guyen
Department of Orthopedic Surgery, Pavillon T,
Hôpital Edouard Herriot,
5 Place d'Arsonval,
69437 Lyon Cedex 03, France
e-mail: christophe.chevillotte@chu-lyon.fr

C. Chevillotte · J.-P. Carret · J. Bejui-Hugues · O. Guyen
Laboratoire de Biomécanique des Chocs,
LBMC-INRETS URMT 9406, Université Claude Bernard,
Lyon, France

was a 22-mm metal head diameter articulated in a polyethylene inlay (low friction arthroplasty theory) [1], and all prosthetic components were cemented. Although this type of prosthesis still remains the "gold standard", many studies have highlighted the rule of polyethylene debris in generating aseptic loosening and osteolysis [2]. Alumina ceramic-on-ceramic bearing surfaces were proposed and developed as an alternative bearing by Pierre Boutin in France during the 1970s. [3]. Such an alternative bearing is expected to improve long-term outcome by reducing the wear. Since 1972, use of the ceramic-on-ceramic (COC) bearing has increased. Many improvements have been made and biomechanical and tribological properties of alumina ceramics are now better known. The third generation of ceramic alumina is currently in use [4, 5], and the risk of fracture is now extremely rare [6]. In addition, wear seems to be undetectable. However, the stiffness of this material and the current use of non cemented acetabular shells raise concerns about the potential for failure of the fixation of the acetabular component because of high stress transmission to the bone-cup interface [7]. Few European orthopaedic teams have routinely used ceramic-on-ceramic bearings for more than 20 years [8], while the majority has adopted this bearing more recently.

For these reasons, limited data are available regarding long-term follow-up for ceramic-on-ceramic cementless THA. Moreover, most of the available studies concerning ceramic bearings involve a variety of implant designs and fixation methods.

The aim of this study was to analyse the first 100 ceramic-on-ceramic cementless THA performed at our institution using a single design of implant at nine years mean follow-up.

 Springer

The 2009 Frank Stinchfield Award

“Hip Squeaking”

A Biomechanical Study of Ceramic-on-ceramic Bearing Surfaces

Christophe Chevillotte MD, Robert T. Trousdale MD,
Qingshan Chen PhD, Olivier Guyen MD, PhD,
Kai-Nan An PhD

Published online: 19 June 2009
© The Association of Bone and Joint Surgeons® 2009

Abstract We designed and implemented an in vitro bench test to simulate and identify potential biomechanical causes for hip squeaking with alumina ceramic-on-ceramic bearing surfaces. All bearings were third-generation alumina ceramic with a 32-mm head coupled with a 56-mm acetabular component with a 32-mm ceramic insert. Conditions for testing were normal gait, high load, stripe wear, stripe wear in extreme load, metal transfer, edge wear with extreme load, and microfracture. Each condition was tested two times in dry conditions and two times in a lubricated condition with 25% bovine serum. Squeaking was reproduced in all dry conditions. It occurred quickly with high load, stripe wear, or metal transfer. Once squeaking occurred, it did not stop. Squeaking disappeared for all

conditions when a small amount of lubricant was introduced. In lubricated conditions, squeaking was only reproduced for the material transfer condition. Our observations suggest squeaking is a problem of ceramic-ceramic lubrication and that this noise occurs when the film fluid between two surfaces is disrupted. Material (metal) transfer was the only condition that led to squeaking in a lubricated situation.

Introduction

THA is one of the most common orthopaedic procedures performed for end-stage osteoarthritis of the hip. It provides marked durable improvement in pain and function [6]. Traditionally, metal-on-polyethylene has been established as a reliable and durable bearing surface. However, wear and wear debris associated with osteolysis remain potential complications with this bearing.

Several alternative bearings have been used in attempts to reduce wear and osteolysis. These include alternative polyethylenes, metal-on-metal bearings, ceramic-on-metal bearings, and alumina ceramic-on-ceramic bearings. Ceramic-on-ceramic was developed in the early 1970s by Pierre Boutin [4, 5]. In vitro wear rates show up to 4000 times less wear than metal-on-conventional polyethylene [7]. Ceramics are frequently used throughout the world for young, active patients. In the United States, FDA authorization for ceramic-on-ceramic bearings was approved in March 2003. Many clinic studies have proven ceramic efficacy in terms of wear and osteolysis [3, 11]. However, as a result of the rigidity and brittleness of the ceramic insert, there is a small risk of fracture. Fracture rates range from 0.005% to 0.02% for alumina bearing surfaces [10].

One or more of the authors (RTT) receives royalties from DePuy, Wright Medical, and the Orthopedic Department. This work was performed at the Mayo Clinic, Rochester, MN.

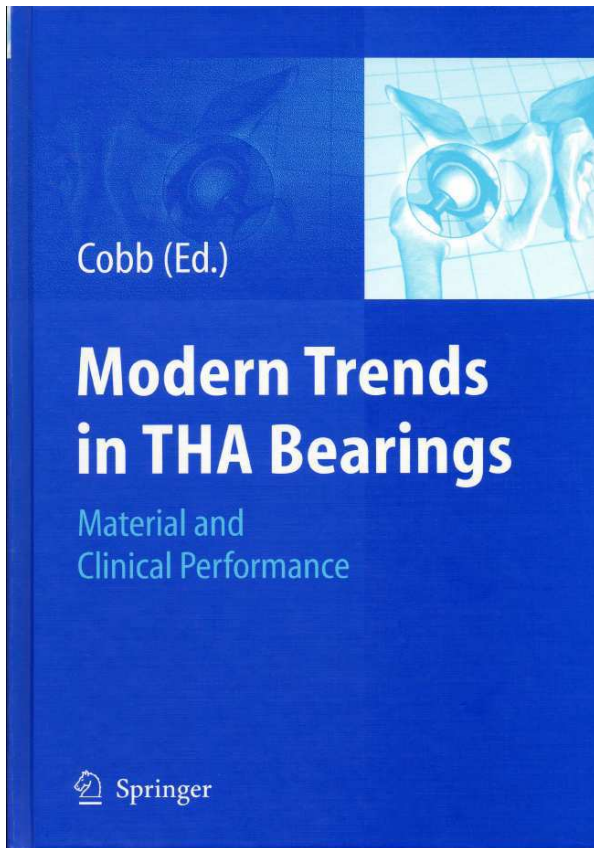
Electronic supplementary material The online version of this article (doi:10.1007/s11999-009-0911-x) contains supplementary material, which is available to authorized users.

C. Chevillotte, O. Guyen
Pavillon T-Département de Chirurgie Orthopédique,
Hôpital Edouard Herriot, Lyon, France

C. Chevillotte, O. Guyen
Laboratoire de Biomécanique des Chocs, LBMC-INRETS
URMT 9406, Université Claude Bernard, Lyon, France

R. T. Trousdale (✉)
Department of Orthopedic Surgery, Mayo Clinic, 200 First Street
SW, Rochester, MN 55905, USA
e-mail: trousdale.robert@mayo.edu

C. Chevillotte, Q. Chen, K.-N. An
Biomechanics Laboratory, Mayo Clinic, Rochester, MN, USA



Squeaking with Ceramic-on-Ceramic Bearing Surfaces: Biomechanical Study

C. Chevillotte, R. T. Trousdale, O. Guyen, Q. Chen and K.-N. An

Level of Evidence: IV

Introduction

Ceramics are frequently used throughout the world in total hip replacement for young active patients. Many studies have proven its efficacy in terms of wear and osteolysis [2, 6] compared to metal-on-PE. However, due to the rigidity and brittleness of the ceramic insert, there is a small risk of fracture. More recently, a disturbing squeaking noise has been seen in some ceramic-on-ceramic bearing surfaces. There are limited published data on this subject. The aim of this study was to document the in vitro contributing factors to squeaking ceramic-on-ceramic bearing surfaces.

Materials and Methods

An automated hip simulator was designed for this study (Fig. 1). The femoral head component was fixed to a servo hydraulic biaxial testing machine (MTS, Eden Prairie, MN) which applied a prescribed amount of static compressive axial loading to the bearing surface of the prosthesis. The acetabular cup of the prosthesis was housed in a rotating jig which was in turn connected to a DC motor via a bar linkage system. The acetabular components were positioned in 45° of abduction (lateral opening) and 20° of anteversion.

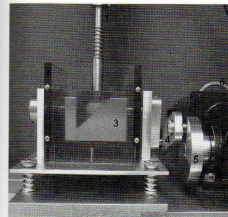


Figure 1:
Custom made testing hip simulator.

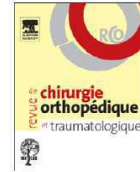
- 1 Servo-hydraulic testing machine
- 2 Box
- 3 Rotating table
- 4 Bar linkage
- 5 Rotating jig
- 6 Motor

One type of conventional ceramic acetabular component (Horizon, Amplitude, Porte du grand Lyon, Neyron, France) and their corresponding ceramic femoral heads (Amplitude) were used for the testing conditions.



Disponible en ligne sur
SciVerse ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France
EM|consulte
www.em-consulte.com



MÉMOIRE ORIGINAL

Analyse après extraction d'implants céramiques générateurs de grincements : existe-t-il un profil spécifique en rapport avec ces phénomènes sonores ?[☆]

*Retrieval analysis of squeaking ceramic implants: Are there related
specific features?*

C. Chevillotte^{a,*}, R.T. Trousdale^c, K.-N. An^d, D. Padgett^e, T. Wright^e

^a Pavillon T, Department of Orthopaedic Surgery, Edouard-Herriot Hospital, 5, place d'Arsonval, 69437 Lyon cedex 03, France

^b LBMC-INRETS URMT 9406, Shocks Biomechanics Research Laboratory, Claude-Bernard University, 25, avenue François-Miterrand, 69675 Bron cedex, France

^c Department of Orthopedic Surgery, Mayo Clinic, 200, First Street SW, 55902 Rochester, MN, États-Unis

^d Biomechanic laboratory, Mayo Clinic, 200, First Street SW, 55902 Rochester, MN, États-Unis

^e Hospital for Special Surgery, 535, East 70th Street, 10021 New York, États-Unis

Acceptation définitive le : 15 décembre 2011

KEYWORDS

Squeaking;
Total hip
arthroplasty;
Ceramic;
Surface bearing;
Metal transfer;
Stripe wear

Summary

Introduction. – Ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty is routinely used for young and active patients with end stage of hip osteoarthritis. However, squeaking noise is a recently identified problem with such bearing surface. Many in vivo and in vitro studies have been conducted trying to find the potential causes of this phenomenon. However, we are not aware of any study analyzing retrieved ceramic implants for squeaking.

Hypothesis. – Our primary hypothesis was that the surface analysis of retrieved ceramic implants with squeaking would present interesting deteriorations that could explain the squeaking noise.

DOI de l'article original : 10.1016/j.otsr.2011.12.003.

[☆] Cet article peut être consulté en extenso dans la version anglaise de la revue *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* sur Science Direct (sciencedirect.com) en utilisant le DOI ci-dessus.

* Auteur correspondant.

Adresses e-mail : christophe.chevillotte@chu-lyon.fr (C. Chevillotte), Trousdale.robert@mayo.edu (R.T. Trousdale), An.kainan@mayo.edu (K.-N. An).

1877-0517/\$ - see front matter © 2012 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.
doi:10.1016/j.rcot.2012.02.010



Available online at
SciVerse ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France
EM|consulte
www.em-consulte.com/en



ORIGINAL ARTICLE

Retrieval analysis of squeaking ceramic implants: Are there related specific features?

C. Chevillotte^{a,*}, R.T. Trousdale^c, K.-N. An^d, D. Padgett^e, T. Wright^e

^a T-Pavilion, Department of Orthopaedic Surgery, Edouard-Herriot Hospital, 5, place d'Arsonval, 69437, Lyon cedex 03, France

^b Shocks Biomechanics Research Laboratory, LBMC-INRETS URMT 9406, Claude-Bernard University, Lyon, France

^c Department of Orthopedic surgery, Mayo Clinic, 200, First Street SW, 55902 Rochester, MN, USA

^d Biomechanics laboratory, Mayo Clinic, 200, First street, 55902 Rochester, MN, USA

^e Hospital for Special Surgery, 535, East 70th Street, 10021 New York, USA

Accepted: 15 December 2011

KEYWORDS

Squeaking;
Total hip
arthroplasty;
Ceramic;
Surface bearing;
Metal transfer;
Stripe wear

Summary

Introduction: Ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty is routinely used for young and active patients with end stage of hip osteoarthritis. However, squeaking noise is a recently identified problem with such bearing surface. Many in vivo and in vitro studies have been conducted trying to find the potential causes of this phenomenon. However, we are not aware of any study analyzing retrieved ceramic implants for squeaking.

Hypothesis: Our primary hypothesis was that the surface analysis of retrieved ceramic implants with squeaking would present interesting deteriorations that could explain the squeaking noise.

Materials and methods: Nine retrieved squeaking implants from ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty that were retrieved for various reasons (two exclusively for squeaking, four for recurrent dislocation, one for aseptic loosening and two for instability) were analyzed. Implant positioning was calculated, macroscopic damages were noticed and microscopic roughness was analyzed. The retrieved implants were then tested on a hip simulator reproducing flexion/extension motions in several situations in lubricated and non-lubricated conditions in order to reproduce squeaking.

Results: Five cups were considered with borderline insufficient anteversion. Gross impingement damage was visible on seven implants. All the retrieved heads had visible metal transfer on their surface. Eight implants had visible stripe wear. Microscopic analysis showed roughness higher than six microns on the retrieved heads. Squeaking was reproduced in vitro in dry conditions. In lubricated conditions, squeaking did not occur for the retrieved hips.

* Corresponding author. Tel.: +33 4 72 11 76 33.

E-mail addresses: christophe.chevillotte@chu-lyon.fr (C. Chevillotte), Trousdale.robert@mayo.edu (R.T. Trousdale), An.kainan@mayo.edu (K.-N. An), PadgettD@HSS.EDU (D. Padgett), WrightT@HSS.EDU (T. Wright).

Hip Squeaking

A 10-Year Follow-Up Study

Christophe Chevillotte, MD, *† Vincent Pibarot, MD, * Jean-Paul Carret, MD, *†
Jacques Bejui-Hugues, MD, †‡ and Olivier Guyen, MD, PhD *†

Abstract: The aim of the study was to analyze the incidence of squeaking with ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty (THA) after 10 years of follow-up and the potential complications that could occur related to this phenomenon. One hundred THAs implanted between November 1999 and December 2000 were evaluated. Incidence of squeaking was investigated clinically with a questionnaire. Implant positioning was analyzed on x-rays and computer tomography. Of the 100 THAs, 5 patients presented with squeaking. All of them were active, sporty, and heavy men. Functional scores were comparable with nonsqueaking patients. There was no malpositioning on the x-ray analysis, no wear, and no loosening. We could not demonstrate any relation between squeaking and ceramic fracture. Squeaking noise appeared at a mean of 66 months postsurgery. It appears to be an isolated phenomenon without any consequences at 10-year follow-up.

Keywords: hip, ceramic, squeaking, total hip arthroplasty, surface bearing.

© 2012 Elsevier Inc. All rights reserved.

Ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty (THA) has been developed in the 1970s by the French orthopedic surgeon Pierre Boutin [1,2]. Since the beginning of using this material, many changes have been observed to improve results. Problems of loosening have decreased using a metal back [3]; fracture risk have been dramatically reduced with the use of the third-generation of alumina [4-6]. However, a new problem is currently focused for this surface bearing: squeaking noise. During the past 5 years, this problem has been highlighted in the literature, with numerous *in vivo* [7-19] or *in vitro* [20-25] studies concerning squeaking with ceramic on ceramic, to identify the cause for this problem. The following potential contributing factors are

currently discussed: problem of lubrication with the role of a third body [20], presence of "stripe wear" on the ceramic head [25], impingement between the stem and the cup related to poor design [8] or to malpositioning of the implants [19], poor offset [13], vibration of the stem [21], or microfractures [6]. However, we are not aware of any study analyzing squeaking at long-term follow-up. In addition, the influence of squeaking on the patient and the implant remains unknown. The aim of the study was to analyze the incidence of squeaking, to identify circumstances for generating squeaking, and consequences for the patient and the implants at 10 years of follow-up.

Material and Methods

We analyzed at latest follow-up a continuous series of 100 primary ceramic-on-ceramic cementless THA, performed at our institution between November 1999 and December 2000. The indications for the use of this implant were young (mean age, 52.3 years [standard deviation, 12.7]) and active patients. Relative contraindications for the use of this implant were elderly low-demand patients. The 100 THAs were performed on 92 patients. At latest follow-up, 7 patients had died of unrelated causes, with no reported squeaking problem. Four patients were lost of follow-up 2 years after the index procedure. All of them were known to have a well-functioning and nonsqueaking THA at last review. There were 81 patients (89 THAs) available for the study at a minimum follow-up of 115 months (mean, 120.5 months; range, 115-135 months).

From the *Department of Orthopedic Surgery, Pavillon T, Hôpital Edouard Herriot, Lyon Cedex 03, France; †Laboratoire de Biomécanique des Chocs, LBMC-INRETS URMT 9406, Université Claude Bernard, Lyon, France; and ‡ICOT, Via F. Faggiana, Latina, Italy.

Submitted May 7, 2011; accepted November 27, 2011.

The conflict of interest statement associated with this article can be found at doi:10.1016/j.arth.2011.11.024.

Conflict of interest statement: Each author certifies that he or she has no commercial associations that might pose a conflict of interest in connection with the submitted article.

Drs Pibarot, Carret, Bejui-Hugues, and Guyen receive royalties from Amplitude company. Ethical committee approval was not necessary for this study in our country.

Reprint requests: Christophe Chevillotte, MD, Pavillon T, Hôpital Edouard Herriot, 5 place d' Arsonval, 69437 Lyon Cedex 03, France.

© 2012 Elsevier Inc. All rights reserved.

0883-5403/0000-0000\$36.00/0

doi:10.1016/j.arth.2011.11.024

ANNEXE 2: Score Harris

Référence: Harris WH (1969) 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 51-A : 737-755

Douleur	Maximum 45 points
Aucune	45
Rare et légère: pas de diminution de l'activité	40
Modérée : diminution de l'activité	20
Sévère	10

Activités	Maximum 45 points
PDM sans support	
Illimité	10
31 – 61 minutes	8
11 – 30 minutes	6
2 – 10 minutes	2
< 2 minutes	2
Incapable de marcher	0
Conduite automobile	
Capable	1
Incapable	0
Facilité de marche	
Marche sans support	11
1 canne pour les longs trajets	8
1 canne en permanence	6
1 canne béquille	4
2 cannes	2
2 cannes béquilles	0
1 déambulateur	0
Marche impossible	0
Boiterie	
Aucune	11
Légère	8
Modérée	6
Sévère	3
Montée des escaliers	
Normale	4
Avec appui ou rampe	2
Asymétrique	1
Autre méthode	1
Impossible	0

Mettre ses chaussures	
Sans difficulté	4
Légère gêne	2
Gêne importante	1
Impossible	0
Position assise	
Possible sur n'importe quel siège	4
Possible sur siège haut	2
Impossible ou < ½ heure	0

Mobilité	Maximum 6 points
Calcul complexe	6

Attitudes vicieuses	Maximum 4 points
Flexum > 20° ou RE fixée	2 si absent
Abduction ou adduction < 10° ou RI irréductible	2 si absent

Score de Harris = Douleurs + Activités + Absence d'attitudes vicieuses + Mobilités

Score maximum = 100 points

ANNEXE 3 : Score de Postel Merle d'Aubigné

Référence : Merle d'Aubigné R (1970) Cotation chiffrée de la fonction de la hanche. Rev Chir Orthop 56 : 481-486

Points	Douleur	Mobilité	Marche
6	Aucune	90° ou plus	Normale et illimitée. Stabilité parfaite
5	Rare et légère Activité normale	75° - 85°	Légère boiterie à la fatigue
4	Activité physique réduite autorisant 30 min de marche ou plus	55° - 70°	Stabilité parfaite. Une canne parfois.
3	Autorisant 20 min de marche	25° - 50°	Boiterie nette. Légère instabilité. Une canne souvent.
2	Autorisant 10 min de marche	< 30°	Forte boiterie. Instabilité. Une canne en permanence
1	Très vive, quelques pas	< 30°	Appui monopodal impossible. Deux cannes béquilles
0	Très vive, permanente, insomniante. Marche impossible, malade confiné au lit	< 30° et attitude vicieuse importante	Station debout impossible. Grabataire.

Concernant les mobilités, en l'absence d'attitude vicieuse on ne tient compte que des amplitudes de flexion. En cas d'attitude vicieuse, retirer 1 point pour 20° ou plus de flexion ou de rotation externe irréductible, 2 points pour 10° ou plus d'adduction, adduction ou rotation interne irréductibles.

ANNEXE 4 : Score Oxford

Référence : Dawson J, Fitzpatrick R, Carr A, Murray D (1996) Questionnaire on the perceptions of patients about total hip replacement. J Bone Joint Surg 78-B, 2 : 185-190

Questionnaire OXFORD Prothèse Totale de Hanche

NOM : _____ **Prénom :** _____

Date du Jour : - - / - - / - - **Côté opéré :** droit gauche

Pour chaque question, merci de cocher une seule case.

1. **Durant les 4 dernières semaines**, comment décririez vous la douleur que vous avez habituellement ressentie dans votre hanche ?

Aucune	Minime	Légère	Modérée	Sévère
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

2. **Durant les 4 dernières semaines**, avez-vous eu des difficultés pour vous laver et vous sécher le corps vous-même (des pieds à la tête) à cause de votre hanche ?

Aucune	Minimes	Modérées	Majeures	Impossible
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

3. **Durant les 4 dernières semaines**, avez-vous eu des difficultés à cause de votre hanche pour entrer ou sortir d'une voiture ou pour utiliser les transports en commun ? (quel que soit le mode de transport utilisé)

Aucune	Minimes	Modérées	Majeures	Impossible
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

4. **Durant les 4 dernières semaines**, avez-vous été capable de mettre seul(e) vos bas, collants ou chaussettes ?

Oui Facilement	Avec très peu de difficultés	Avec quelques difficultés	Avec beaucoup de difficultés	Non, impossible
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

5. **Durant les 4 dernières semaines**, avez-vous pu faire tout(e) seul(e) des courses pour la maison ?

Oui Facilement	Avec très peu de difficultés	Avec quelques difficultés	Avec beaucoup de difficultés	Non, impossible
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

6. **Durant les 4 dernières semaines**, combien de temps pouviez vous marcher (sans vous arrêter) avant que la douleur dans votre hanche ne devienne très importante ?

Pas de douleur Ou plus de 30 minutes	De 16 à 30 minutes	De 5 à 15 minutes	Autour de la maison seulement	Marche impossible ou douleur sévère
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

7. **Durant les 4 dernières semaines**, avez-vous pu monter un étage par les escaliers ?

Oui Facilement	Avec très peu de difficultés	Avec quelques difficultés	Avec beaucoup de difficultés	Non, impossible
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

8. **Durant les 4 dernières semaines**, après être resté assis (pour un repas par exemple), quel degré de douleur avez-vous ressenti en vous levant de la chaise à cause de votre hanche ?

Pas douloureux du tout	Légèrement douloureux	Modérément douloureux	Très douloureux	Insupportable
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

9. **Durant les 4 dernières semaines**, avez-vous boité en marchant, à cause de votre hanche ?

Rarement ou jamais	Quelquefois, ou juste au début	Souvent, pas seulement au début	La plupart du temps	Tout le temps
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

10. **Durant les 4 dernières semaines**, avez-vous ressenti au niveau de votre hanche malade (ou opérée), une douleur soudaine, vive et intense (en coup de poignard, spasme, en vrille, etc...)

Jamais	Seulement 1 ou 2 jours	Quelques jours	La plupart des jours	Chaque jour
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

11. **Durant les 4 dernières semaines**, la douleur de votre hanche vous a-t-elle gêné(e) dans votre travail ou vos activités habituelles (taches ménagères comprises) ?

Pas du tout	Un peu	Modérément	Fortement	Tout le temps
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

12. **Durant les 4 dernières semaines**, avez-vous souffert de douleurs de votre hanche au lit la nuit ?

Jamais	Seulement 1 ou 2 nuits	Quelques nuits	La plupart des nuits	Toutes les nuits
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Merci d'avoir pris le temps de répondre à ces questions

ANNEXE 5 : Score de Engh et Massin

Référence: Engh CA, Massin P, Suthers KE. Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components. *Clin Orthop Relat Res.* Aug 1990(257):107-128.

Score de fixation	Positif		Négatif	
	Zone réhabitable	Sans liseré	+ 5	Liseré
Ponts osseux	Oui	+ 5	Non	- 5
Zone lisse	Sans liseré	+ 5	Lésion > 50 %	- 3,5
Piédestal	Non	+ 2,5	Oui	- 3,5
Détérioration zone réhabitable	Non	+ 2,5	Oui	- 2,5
Migration	Non	+ 3	Oui	- 3
Total	> 10: ostéo-intégration		< 10: fixation fibreuse	

Score de fixation et de stabilité de la tige fémorale selon Engh et Massin

ANNEXE 6: Score ARA (agora roentgenography assessment)

Référence: Epinette JA GR. Radiographic assessment of cementless hip prostheses: ARA, a proposed new scoring system In: L'Expansion scientifique P, ed. *Cahiers d'Enseignement de la SO.F.C.O.T: "Hydroxyapatite Coated Hip and Knee Arthroplasty"*. Vol 50; 1994:107-119

Signes radio	0	-1	-2	-3	-4
Lignes Actives	Zone lisse	Zone HA	< 50 % Zone HA	> 50 % Zone HA	
Liseré	Aucun	Aucun	Zone lisse	Zone HA	
Calcar	Atrophie modérée	Atrophie severe	Hypertrophie		
Piédestal	Aucun	Zone 4	Stable	Instable	
Hypertrophie corticale	Zone 5	Globale	Zone 3		
Ostéolyse		Calcar isolé	Débutante sauf calcar	Modérée sauf calcar	Sévère sauf calcar
Migration Varus			Modérée		Sévère
Détermination interface	Stable		Evolutive		

Score ARA de stabilité des tiges fémorales non cimentées selon Epinette et Al.

ANNEXE 7: Score d'activité physique UCLA

Amstutz HC, Thomas BJ, Jinnah R, Kim W, Grogan T, Yale C. Treatment of primary osteoarthritis of the hip. A comparison of total joint and surface replacement arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* Feb 1984;66(2):228-241.

Beaulé PE, Dorey FJ, Hoke R, Leduff M, Amstutz HC. The value of patient activity level in the outcome of total hip arthroplasty. *J.Arthroplasty.* 2006 ; 21 : 547-52

Activité

Sélectionnez votre niveau d'activité physique

1. **Complètement inactif, dépendant des autres, ne peut sortir de la maison**
2. **La plupart du temps inactif. Très restreint dans les activités quotidiennes légères**
3. **Participe parfois à des activités légères**
4. **Participe régulièrement à des activités légères : la marche, les travaux domestiques et courses de façon limitée**
5. **Participe parfois à des activités modérées**
6. **Participe régulièrement à des activités modérées : natation, activités domestiques, courses.**
7. **Participe régulièrement à des sports actifs : le vélo**
8. **Participe régulièrement à des sports très actifs : le bowling, le golf.**
9. **Participe parfois à des sports d'impact**
10. **Participe régulièrement à des sports d'impact : jogging, tennis, ski, acrobaties, travail lourd ou randonnées pédestres.**

ANNEXE 8: Liste des communications effectuées sur le travail de thèse

I- Communications avec comité de sélection

- 1. Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique (SOFOT) 2008, Paris, France**
Etude expérimentale des phénomènes de grincement ou « squeaking » avec les couples de frottement céramique/ céramique dans les prothèses totales de hanche.
Chevillotte C, Trousdale R. T, Chen Q, Guyen O, Berry D, An K.N.
(Communication orale) Prix de la meilleure communication SOFCOT
- 2. Journées Lyonnaises de Hanche, 2008, Lyon, France**
Etude expérimentale des phénomènes de grincement ou squeaking avec les couples de frottement céramique-céramique dans les prothèses totales de hanche.
Chevillotte C, Trousdale R. T., Guyen O., An K.N.
(Communication orale)
- 3. Journées Lyonnaises de Hanche, 2008, Lyon, France**
Le couple céramique-céramique au pavillon T depuis 8 ans.
Pibarot V, Chevillotte C
(Communication orale)
- 4. American Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS) 76th Annual Meeting, 2009, Las Vegas, Californie, USA.**
Hip squeaking ; Biomechanics study of Ceramic on Ceramic Bearing surface.
Chevillotte C, Trousdale R T, Chen Q, Guyen O, An K.N.
(Communication orale)
- 5. American Association of Hip and Knee Society (AAHKS), open meeting, 2009, Las Vegas, Californie, USA.**
The squeaking Hip: A biomechanic study of Ceramic on Ceramic bearing surface.
Chevillotte C, Trousdale R. T, Chen Q, Guyen O, An K. N.
(Communication orale) Prix de l'American Hip Society; The Franck Stinchfield Award
- 6. Mid America Orthopaedic Association 27th Annual Meeting, 2009, Amelia Island, Floride, USA.**
Hip squeaking; Biomechanics study of Ceramic on Ceramic Bearing surface.
Chevillotte C, Trousdale R. T, Chen Q, Guyen O, Berry D, An K. N.
(Communication orale)

- 7. Société Internationale de Chirurgie Orthopédique et de Traumatologie (SICOT), 2009, Pattaya, Thaïlande.**
Nine years follow up of 100 ceramic on ceramic total hip arthroplasty
Chevillotte C, Guyen O, Pibarot V, Carret JP, Béjui-Hugues J.
 (Communication orale)
- 8. Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique (SOFOT) 2009, Paris, France.**
Etude de 100 PTH sans ciment à couple de frottement céramique céramique à 9 ans de recul minimum.
Chevillotte C, Pibarot V, Guyen O, Carret JP, Béjui-Hugues J.
 (Communication orale)
- 9. American Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS) 77th Annual Meeting, 2010, New Orleans, Louisiane, USA.**
In vitro analysis of retrieved ceramic implants for squeaking.
Chevillotte C, Trousdale RT, An KN, Padgett D, Wright T.
 (Communication orale)
- 10. Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique (SOFOT) 2010, Paris, France.**
Facteurs contribuant au squeaking dans les couples céramique-céramique : analyse in vitro d'implants retirés.
Chevillotte C, Trousdale RT, An KN, Padgett D, Wright T.
 (Communication orale)
- 11. Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique (SOFOT) 2010, Paris, France.**
Etude du phénomène de squeaking à 10 ans de recul dans les prothèses totales de hanche à couple de frottement céramique-céramique.
Chevillotte C, Pibarot V, Guyen O, Béjui-Hugues J, Carret JP.
 (Communication orale)
- 12. American Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS) 78th Annual Meeting, 2011, San Diego, Californie, USA.**
Ten years follow-up of 100 ceramic on ceramic total hip arthroplasty.
Chevillotte C, Pibarot V, Guyen O, Béjui-Hugues J, Carret JP.
 (Poster)
- 13. Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique (SOFOT) 2011, Paris, France.**
Intérêt de l'utilisation de vis de fixation dans les cotyles press fit à couple de frottement céramique-céramique ? Etude rétrospective à 10 ans de recul.
Chevillotte C, Pibarot V, Carret JP, Guyen O.
 (Communication orale)

II- Conférences sur invitation

- 14. 13th BioloX Symposium, 2009, Edimburgh, UK**
Squeaking in ceramic-on-ceramic THA : A Biomechanical study.
Chevillotte C, Guyen O, Trousdale RT, Chen Q, An K.N.
(Communication orale)
- 15. Orthopaedics Research Society (ORS) Annual Meeting, 2011, Long Beach, Californie, USA.**
Ten years follow-up of 100 ceramic on ceramic total hip arthroplasty.
Chevillotte C, Pibarot V, Guyen O, Béjui-Hugues J, Carret JP.
(Poster)
- 16. Journées Euros, 2011, Marseille, France.**
Expérience clinique Céramique-Céramique et Squeaking.
Chevillotte C, Trousdale RT, Guyen O.
(Communication orale)
- 17. Hip, Improvement and Proceedings, 2011, Toulouse, France**
Table Ronde ; Le couple céramique-céramique: Les limites.
Modérateur L. Sedel. Le squeaking, l'avis du chirurgien.
Chevillotte C.
(Communication orale)
- 18. CORIN Academy, Hip Symposium, 2011, Ascot, UK**
Clinical experiment with ceramic on ceramic THA and squeaking.
Chevillotte C
(Communication orale)
- 19. Séminaire Opt-Hip de l'école des Mines de Saint Etienne, 2011, Lyon, France**
Le couple de frottement Céramique-Céramique dans les prothèses totales de hanche : expérience clinique et biomécanique.
Chevillotte C
(Communication orale)
- 20. « Universités by Depuy », 4^e forum des jeunes chirurgiens orthopédistes, 2011, Paris, France**
Les complications du couple Céramique-Céramique.
Chevillotte C
(Communication orale)