



HAL
open science

**Contribution à l'étude des arthroplasties totales de
hanche à double mobilité: Analyse clinique et
mécanique. Confrontation des données expérimentales à
l'étude des pièces ayant fonctionné in vivo**

Philippe Adam

► **To cite this version:**

Philippe Adam. Contribution à l'étude des arthroplasties totales de hanche à double mobilité: Analyse clinique et mécanique. Confrontation des données expérimentales à l'étude des pièces ayant fonctionné in vivo. Biomécanique [physics.med-ph]. Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, 2006. Français. NNT : 407 SGM . tel-00799430

HAL Id: tel-00799430

<https://theses.hal.science/tel-00799430v1>

Submitted on 12 Mar 2013

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 : 407 SGM

THESE
présentée par

Philippe ADAM

Pour obtenir le grade de Docteur
de l'Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne
et de l'Université Jean Monnet de Saint Etienne

Spécialité : Sciences et Génie des Matériaux

Contribution à l'étude des arthroplasties totales de hanche
à double mobilité :
analyse clinique et mécanique.

Confrontation des données expérimentales
à l'étude des pièces ayant fonctionné in vivo

Soutenue à Saint Etienne, le 29 Mai 2006

Membres du jury

Président :	Pr Christian ALEXANDRE	PU-PH / CHU Saint Etienne
Rapporteurs :	Pr Henri MIGAUD Pr François BONNOMET	PU-PH / CHU Lille PU-PH / CHU Strasbourg
Examineurs :	Pr Bernard MOYEN	PU-PH / CHU Lyon
Directeur(s) de thèse :	Pr Bernard FOREST Pr Michel-Henry FESSY	PU / ENSM Saint Etienne PU-PH / CHU Saint Etienne
Invités :	Dr Frédéric FARIZON	PH / CHU Saint Etienne

● **Spécialités doctorales :**

**SCIENCES ET GENIE DES MATERIAUX
MECANIQUE ET INGENIERIE
GENIE DES PROCEDES
SCIENCES DE LA TERRE
SCIENCES ET GENIE DE L'ENVIRONNEMENT
MATHEMATIQUES APPLIQUEES
INFORMATIQUE
IMAGE, VISION, SIGNAL
GENIE INDUSTRIEL
MICROELECTRONIQUE**

Responsables :

J. DRIVER Directeur de recherche – Centre SMS
A. VAUTRIN Professeur – Centre SMS
G. THOMAS Professeur – Centre SPIN
B. GUY Maître de recherche
J. BOURGOIS Professeur – Centre SITE
E. TOUBOUL Ingénieur
O. BOISSIER Professeur – Centre G2I
JC. PINOLI Professeur – Centre CIS
P. BURLAT Professeur – Centre G2I
Ph. COLLOT Professeur – Centre CMP

● **Enseignants-chercheurs et chercheurs autorisés à diriger des thèses de doctorat** (titulaires d'un doctorat d'Etat ou d'une HDR)

BENABEN	Patrick	PR 2	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
BERNACHE-ASSOLLANT	Didier	PR 1	Génie des Procédés	CIS
BIGOT	Jean-Pierre	MR	Génie des Procédés	SPIN
BILAL	Essaïd	MR	Sciences de la Terre	SPIN
BOISSIER	Olivier	PR 2	Informatique	G2I
BOUDAREL	Marie-Reine	MA	Sciences de l'inform. & com.	DF
BOURGOIS	Jacques	PR 1	Sciences & Génie de l'Environnement	SITE
BRODHAG	Christian	MR	Sciences & Génie de l'Environnement	SITE
BURLAT	Patrick	PR 2	Génie industriel	G2I
COLLOT	Philippe	PR 1	Microélectronique	CMP
COURNIL	Michel	PR 1	Génie des Procédés	SPIN
DAUZERE-PERES	Stéphane	PR 1	Génie industriel	CMP
DARRIEULAT	Michel	ICM	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
DECHOMETS	Roland	PR 2	Sciences & Génie de l'Environnement	SITE
DELAFOSSÉ	David	PR 2	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
DOLGUI	Alexandre	PR 1	Informatique	G2I
DRAPIER	Sylvain	PR 2	Mécanique & Ingénierie	CIS
DRIVER	Julian	DR	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
FOREST	Bernard	PR 1	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
FORMISYN	Pascal	PR 1	Sciences & Génie de l'Environnement	SITE
FORTUNIER	Roland	PR 1	Sciences & Génie des Matériaux	CMP
FRACZKIEWICZ	Anna	MR	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
GARCIA	Daniel	CR	Génie des Procédés	SPIN
GIRARDOT	Jean-Jacques	MR	Informatique	G2I
GOEURIOT	Dominique	MR	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
GOEURIOT	Patrice	MR	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
GRAILLOT	Didier	DR	Sciences & Génie de l'Environnement	SITE
GROSSEAU	Philippe	MR	Génie des Procédés	SPIN
GRUY	Frédéric	MR	Génie des Procédés	SPIN
GUILHOT	Bernard	DR	Génie des Procédés	CIS
GUY	Bernard	MR	Sciences de la Terre	SPIN
GUYONNET	René	DR	Génie des Procédés	SPIN
HERRI	Jean-Michel	PR 2	Génie des Procédés	SPIN
JOYE	Marc	Ing. (Gemplus)	Microélectronique	CMP
KLÖCKER	Helmut	CR	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
LAFOREST	Valérie	CR	Sciences & Génie de l'Environnement	SITE
LE COZE	Jean	PR 1	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
LI	Jean-Michel	EC (CCI MP)	Microélectronique	CMP
LONDICHE	Henry	MR	Sciences & Génie de l'Environnement	SITE
MOLIMARD	Jérôme	MA	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
MONTHEILLET	Frank	DR 1 CNRS	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
PERIER-CAMBY	Laurent	MA1	Génie des Procédés	SPIN
PIJOLAT	Christophe	PR 1	Génie des Procédés	SPIN
PIJOLAT	Michèle	PR 1	Génie des Procédés	SPIN
PINOLI	Jean-Charles	PR 1	Image, Vision, Signal	CIS
STOLARZ	Jacques	CR	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
SZAFNICKI	Konrad	CR	Sciences de la Terre	SITE
THOMAS	Gérard	PR 1	Génie des Procédés	SPIN
TRAN MINH	Cahn	MR	Génie des Procédés	SPIN
VALDIVIESO	Françoise	CR	Génie des Procédés	SPIN
VALDIVIESO	François	MA	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
VAUTRIN	Alain	PR 1	Mécanique & Ingénierie	SMS
VIRICELLE	Jean-Paul	CR	Génie des procédés	SPIN
WOLSKI	Krzysztof	CR	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
XIE	Xiaolan	PR 1	Génie industriel	CIS

Glossaire :

PR 1 Professeur 1^{ère} catégorie
PR 2 Professeur 2^{ème} catégorie
MA(MDC)Maître assistant
DR 1 Directeur de recherche
Ing. Ingénieur
MR(DR2)Maître de recherche
CR Chargé de recherche
EC Enseignant-chercheur
ICM Ingénieur en chef des mines

Centres :

SMS Sciences des Matériaux et des Structures
SPIN Sciences des Processus Industriels et Naturels
SITE Sciences Information et Technologies pour l'Environnement
G2I Génie Industriel et Informatique
CMP Centre de Microélectronique de Provence
CIS Centre Ingénierie et Santé

Contribution à l'étude des arthroplasties
totales de hanche à double mobilité :
analyse clinique et mécanique.

Confrontation des données expérimentales à
l'étude des pièces ayant fonctionné in vivo.

Introduction

Les prothèses totales de hanche à double mobilité ont été utilisées en clinique humaine depuis 1976. Le principe de la double mobilité tentait de faire la synthèse entre deux principes a priori antagonistes : l'arthroplastie à basse friction décrite par Charnley ^{(1), (2)}, qui avec de petites têtes métalliques articulées avec du polyéthylène permet de diminuer les phénomènes d'usure du polyéthylène, et l'utilisation de grosses têtes comme le préconisaient McKee et Farrar ^{(3), (4)} permettant de limiter les phénomènes de luxation et d'instabilité prothétique.

Pris isolément, ces deux systèmes présentent chacun des inconvénients. La Low Friction Arthroplasty (L.F.A.), du fait d'un diamètre de tête restreint est particulièrement sujette à la luxation. Ceci a tôt conduit des auteurs à utiliser des modifications techniques pour limiter ce phénomène : voie d'abord alternative, fermeture des éléments capsulaires et tendineux, utilisation d'inserts à augmentation ou d'inserts de réorientation, collerette de rétention, sans résoudre totalement les problèmes et en entraînant d'autres. Pour les têtes de gros diamètres, le problème était surtout celui de la fixation à moyen et long terme des implants avec un taux d'échec de 50% à 8 ans selon MacKee ⁽⁴⁾ avec cependant un volume d'usure particulièrement faible à l'examen de pièces explantées ⁽⁵⁾. Pour Weber, les taux importants de descellement étaient le fait d'un défaut lors de la manufacture des pièces, avec un mauvais appariement de la tête prothétique avec la cupule métallique résultant en un contact équatorial préférentiel responsable du « grippage » ⁽⁶⁾. Un autre problème rencontré avec le couple métal métal provient de la libération accrue de particules métalliques ⁽⁷⁾ et de la cytotoxicité potentielle de ces particules, ce dernier point étant encore particulièrement controversé ^{(8), (9)}. La faillite précoce de l'ancrage des implants acétabulaires a également été évoquée ⁽¹⁰⁾.

Historiquement, les implants acétabulaires à double mobilité tels que nous les connaissons à l'heure actuelle ont eu comme précurseur la prothèse décrite par Christiansen en 1969 ⁽¹¹⁾. Cet implant existait dans une version sans composant acétabulaire c'est-à-dire sous forme d'une hémiarthroplastie, et également sous une forme de prothèse totale de hanche. Dans les deux cas, il existait une pièce intermédiaire en polyoxyméthylène (Delrin) possédant une double articulation. Cette pièce en polyoxyméthylène s'articulait, d'une part, avec le col cylindrique avec un mouvement de rotation possible autour de l'axe du col. Cette pièce en

polyoxyméthylène, d'autre part, s'articulait par sa surface convexe extérieure avec une pièce métallique concave. A ce niveau également, un mouvement de rotation axial était possible. Les problèmes rencontrés avec ce type d'implant étaient la luxation intra-prothétique à la jonction entre le col et la pièce en polyoxyméthylène ⁽¹²⁾ ainsi qu'une usure importante du polyoxyméthylène, en raison d'un couple de frottement métal-polyoxyméthylène 8 fois plus élevé que le couple métal-polyéthylène selon Sudman et al ⁽¹³⁾, à l'origine de faillites mécaniques dans une proportion 7 fois plus grande que pour une série comparable de prothèses de type Charnley ⁽¹⁴⁾. Si ce type d'implant décrit par Christiansen a connu un certain succès au cours des années 1970, les problèmes rencontrés ont été à l'origine de son abandon progressif dans les années 1980, avec un taux de succès à 10 ans de 67% seulement ⁽¹⁵⁾.

Le recul clinique des implants acétabulaires à double mobilité atteint à présent trente ans. Dans ce travail, nous allons faire le point sur les résultats des différents dessins utilisés, en particulier pour ce qui concerne la survie de ce type implants, ainsi que l'usure et les possibilités de mouvement. Nous nous attacherons à décrire les conséquences potentielles d'un fonctionnement anormal en particulier lorsqu'il existe un blocage au niveau de l'une ou de l'autre des mobilités possibles. Nous tenterons de corréliser les observations faites expérimentalement aux observations cliniques faite sur des implants explantés pour mauvais fonctionnement des pièces. Nous chercherons également à mettre en évidence un éventuel gain lié à la présence de deux niveaux de mobilité quant à la protection de l'interface os acétabulaire et implant cotyloïdien.

I. Historique des implants à double mobilité au niveau de l'articulation de la hanche

Le mode de fonctionnement actuel des implants à double mobilité n'a quasiment pas varié depuis 1976. L'histoire de ce système est intimement liée à celle de la société SERF® qui en a assuré le développement et la promotion jusqu'à ce que les brevets tombent dans le domaine public. Pour en arriver là, les étapes préalables ont été les suivantes :

-- au départ en 1974, un insert en polyéthylène était articulé par sa face concave avec une tête métallique de petit diamètre et par sa face externe convexe avec la cavité articulaire . Cette héli-arthroplastie entre une pièce en polyéthylène et la cavité acétabulaire a été source de complications précoces qui ont abouti à son abandon rapide.



Modèle CHI

-- dans un deuxième temps, la face convexe du polyéthylène a été recouverte d'un blindage métallique, ce qui correspond à la conformation actuelle des prothèses dites intermédiaires. En 1976, le modèle consistait en une cupule métallique ajustée comportant une tête métallique de diamètre 22,2 mm dans un insert en polyéthylène rétentif, le polyéthylène étant lui-même libre dans une cupule inox libre dans l'acétabulum.



-- la même année, un surcroît de stabilité était obtenu par l'utilisation d'une cupule blindée métallique autour de l'insert en polyéthylène. Une tête métallique de diamètre 22,2 mm était contenue dans un insert en polyéthylène rétentif. L'insert en polyéthylène était libre en rotations et captif en translation dans une cupule en acier inoxydable libre dans l'acétabulum.



Modèle CHIB

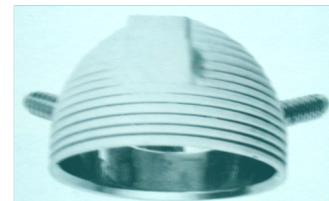
Dans le cas d'une activité importante, le contact entre le blindage métallique et la cavité acétabulaire est mal toléré, aboutissant à une cotyloïdite, qui certes se produit plus tardivement que dans le cas des prothèses céphaliques de type Moore ou Thompson, mais néanmoins précoce et ce d'autant plus que l'activité du sujet est élevée.

-- 1977 voit une évolution majeure avec la première version de prothèse totale de hanche à double mobilité. L'option choisie alors a été celle d'un blindage non plus solidaire de l'implant en polyéthylène mais de la cavité acétabulaire. La fixation était assurée par du ciment de polyméthylmétacrylate. Il s'agit d'une cupule scellée avec appui pelvien trois points. Une tête métallique est contenue dans un insert en polyéthylène rétentif. L'insert est libre dans une cupule en acier inoxydable sablée. La cupule est cimentée dans l'acétabulum avec trois appendices qui augmentent la stabilité primaire en rotation : 1 plot rectangulaire fixe à encastrer et 2 plots rapportés dans des trous coniques.

Réf : CHIM 3

-- 1979 marque le début des implantations sans ciment, après préparation de la cavité acétabulaire à l'aide de fraises rotatives de diamètre croissant. La **cupule Tripode sans ciment** est en acier inoxydable, revêtue d'alumine. Elle comporte 1 patte externe pour mise en place d'une vis iliaque et 2 plots rapportés, ischiatique et pubien. Une tête métallique de diamètre 22,2 mm est contenue dans un insert en polyéthylène rétentif. Cet insert est libre en rotation et en translation dans la cupule. Ce modèle a été particulièrement étudié ^{(16), (17), (18)}

Réf : CP et C



Les évolutions de la gamme ont par la suite donné naissance à de nombreux modèles pour tenter d'améliorer la fixation à l'os coxal de l'implant acétabulaire. Différentes voies ont été empruntées : l'adjonction de pattes pour augmenter les possibilités de vis d'ancrage en particulier lors des reprises prothétiques, l'adjonction de macrostructures en périphérie de l'implant pour augmenter la stabilité. La tendance, dans la préparation de la cavité acétabulaire, est à un fraisage légèrement sous dimensionné par rapport au diamètre de l'implant définitif, de manière à obtenir un effet press-fit. Des cupules en alliage de titane ont également un temps été implantées pour tenter d'obtenir une meilleure intégration de la cupule dans l'os coxal, mais ces implants ont été abandonnés du fait de la mauvaise réputation du titane comme surface de frottement. Les différents modèles produits, par date d'apparition, ont été les suivants depuis 1979 :

-- en janvier 1979, le **Cotyle blindé strié**, cimenté ou non est une cupule en acier inoxydable striée sur la face externe, en face d'une tête métallique dans un insert en polyéthylène rétentif. Cet insert en PE est libre mais contraint dans la cupule.

Réf : CHIBS



-- en janvier 1979, le **Cotyle avec 2 pattes** est une cupule en acier inoxydable non cimentée et fixée par 2 vis dans 2 pattes. La tête métallique est contenue dans un insert en polyéthylène rétentif. Le polyéthylène lui-même est libre dans la cupule.

Réf : CHIBP



-- en janvier 1979, le **Cotyle strié avec 2 pattes** qui est une cupule en acier inoxydable striée, non cimentée et fixée par 2 vis dans 2 pattes. La tête métallique de 22,2 mm est contenue dans un insert en polyéthylène rétentif. Cet insert en polyéthylène est libre dans la cupule.

Réf : CSP (cotyle du Dr Noyer)



-- en juin 1982, le **cotyle 5 pattes sans ciment** qui consistait en une cupule en acier inoxydable revêtue d'alumine, fixée par 5 vis portées chacune par une patte et



2 plots rapportés. 3 pattes étaient en position supérieure et 2 étaient à l'équateur. La tête métallique, de diamètre 22,2 mm, était contenue dans un insert en polyéthylène rétentif, l'insert étant lui-même libre dans la cupule.

Réf : C5.

-- en juin 1983, le **cotyle 3 + 2 pattes** qui consistait en une cupule en acier inoxydable revêtue d'alumine fixée par 5 vis dans 3 pattes supérieures et 2 pattes inférieures ainsi que 2 plots rapportés. La tête métallique, de diamètre 22,2 mm, était contenue dans un insert en polyéthylène rétentif, l'insert étant lui-même libre dans la cupule.

Réf : CP5

-- en mars 1984, le cotyle 3 pattes + 2 qui consistait en une cupule en acier inoxydable revêtue d'alumine, fixée par plusieurs vis dans 3 pattes supérieures et 2 à l'équateur. La tête métallique, de diamètre 22,2 mm, était contenue dans un insert en polyéthylène rétentif, l'insert étant lui-même libre dans la cupule.

Réf : C3-2

-- en janvier 1985, le **cotyle à pattes multiples rapportées** consistait en une cupule en acier inoxydable revêtue d'alumine, fixée par des pattes rapportées dans un rail et 2 plots rapportés.

Réf : CPA

-- en juillet 1986, le **cotyle à pattes multiples rapportées vissées** consistait en une cupule en acier inoxydable revêtue d'alumine, fixée par des pattes rapportées vissées sur la face avant, associées à 2 plots rapportés. La tête métallique, de diamètre 22,2 mm, était contenue dans un



insert en polyéthylène rétentif, l'insert étant lui-même libre dans la cupule. Réf : CPA

-- en décembre 1986, le **cotyle vissé à double mobilité** était le premier cotyle en titane, revêtu d'alumine et vissé dans l'acétabulum. La tête métallique, de diamètre 22,2 mm, était contenue dans un insert en polyéthylène rétentif, l'insert étant lui-même libre dans la cupule.

Réf : CVM (Italie)



-- en mai 1987, le **cotyle à pattes rapportées vissées**, consistait en une cupule en acier inoxydable revêtu d'alumine, fixée par des pattes rapportées vissées sur la face avant, associées à 2 plots rapportés. La tête métallique, de diamètre 22,2 mm, était contenue dans un insert en polyéthylène rétentif, l'insert étant lui-même libre dans la cupule. Réf : CPV



-- en mars 1988, le **cotyle titane** consistait en une cupule en titane revêtu d'alumine, fixée par une vis dans une patte supérieure et 2 plots rapportés. La tête métallique, de diamètre 22,2 mm, était contenue dans un insert en polyéthylène rétentif, l'insert étant lui-même libre dans la cupule. Ce modèle a été annulé en 1992.

Réf : CP-Ti



-- en mai 1989, le **cotyle titane strié** consistait en une cupule en titane striée et revêtu d'alumine, fixée à l'aide de 2 pattes supérieures. La tête métallique, de diamètre 22,2 mm, était contenue dans un insert en polyéthylène rétentif, l'insert étant lui-même libre dans la cupule. Ce modèle a été annulé en 1992-93.

Réf : CSP-Ti



-- en mai 1991, le **cotyle inox** consistait en une cupule en acier inoxydable 316 L revêtue d'alumine. La tête métallique était soit incluse dans un insert en polyéthylène rétentif lui-même libre dans la cupule, soit libre dans un insert en polyéthylène fixe dans la cupule. Réf : Novae®.



-- en avril 1992, le cotyle 5 pattes consistait en une cupule en acier inoxydable 316 L revêtue d'alumine, fixée par 5 pattes. La tête métallique était incluse dans un insert en polyéthylène rétentif, l'insert étant lui-même libre dans la cupule.

Réf : C5-1



-- en novembre 1992, le cotyle avec plots fixes divergents consistait en une cupule en acier inoxydable 316 L revêtue d'alumine, fixée par 1 vis et 2 plots fixes. La tête métallique était incluse dans insert en polyéthylène rétentif lui-même libre dans la cupule.

Réf : Novae® -V.



-- en janvier 1993, le cotyle 1 patte et crochet consistait en une cupule en acier inoxydable 316 L revêtue d'alumine, fixée par une vis dans une patte supérieure et un crochet obturateur. La tête métallique était incluse dans un insert en polyéthylène rétentif lui-même libre dans la cupule.

Réf : Novae-C



-- en février 1993, le cotyle bi-couche consistait en une cupule en acier inoxydable 316 L revêtue d'alumine + hydroxyapatite, fixée par 1 vis supérieure. La tête métallique était incluse dans un insert en polyéthylène rétentif lui-même libre dans la cupule. Il s'agissait là du premier modèle de cotyle à double mobilité comportant un revêtement d'hydroxyapatite.



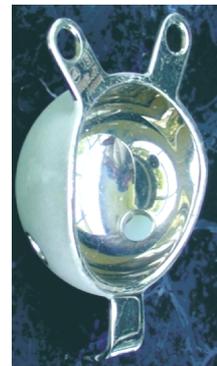
Réf : Novae® -BC.

-- en novembre 1993, le cotyle 5 pattes et crochet bi couche consistait en une cupule en acier inoxydable 316L revêtue d'alumine et d'hydroxyapatite, fixée par 5 vis au travers de 5 pattes (3 supérieures et 2 équatoriales) et un crochet obturateur. La tête métallique était incluse dans un insert en polyéthylène rétentif lui-même libre dans la cupule.



Réf : C5-BC

-- en février 1994, le cotyle 2 pattes courtes et crochet consistait en une cupule en acier inoxydable 316L revêtue d'alumine, fixée par 2 vis au travers de 2 pattes supérieures et un crochet obturateur. La tête métallique était incluse dans un insert en polyéthylène rétentif lui-même libre dans la cupule.



Réf : Novae® C2P

-- en mai 1994, le cotyle 1 patte strié à l'équateur consistait en une cupule en acier inoxydable 316L revêtue d'alumine fixée par une vis à travers une patte supérieure avec une surface striée à l'équateur.

La tête métallique était incluse dans un insert en polyéthylène rétentif lui-même libre dans la cupule.

Réf : Novae® -S

-- en juillet 1995, le cotyle à crochet et palette consistait en une cupule en acier inoxydable 316L revêtue d'alumine , fixée par une palette supérieure comportant 4 trous pour 4 vis, et un crochet obturateur.



La tête métallique était incluse dans un insert en polyéthylène rétentif lui-même libre dans la cupule.

Réf : Novae® -T

-- en juin 1997, le cotyle strié 2 pattes consistait en une cupule en acier inoxydable 316L revêtue d'alumine fixée par deux vis à travers deux pattes supérieures, la surface de la cupule étant striée. Le dessin de la cupule était modifié avec disparition du pan coupé équatorial. La tête métallique était incluse dans un insert en polyéthylène rétentif lui-même libre dans la cupule.



Réf : Lithia

-- en décembre 1998, le cotyle 1 patte avec press fit et revêtement bi-couche, consistait en une cupule, comportant un effet press fit périphérique, une patte supérieure et deux plots, ischiatique et pubien. Il s'agit du premier modèle de cette gamme destiné à être implanté en press fit, c'est à dire avec un diamètre de fraisage légèrement sous-dimensionné par rapport au diamètre de la cupule fixée. La tête métallique était incluse dans un insert en polyéthylène rétentif lui-même libre dans la cupule.



Réf : Novae® Evolution

-- en février 2000, le cotyle press fit sans patte et sans plot consistait en une cupule en acier inoxydable 316L revêtue d'alumine et d'hydroxyapatite en bicouche avec effet press fit. La tête métallique était incluse dans un insert en polyéthylène rétentif lui-même libre dans la cupule.



Réf : Novae® SunFit®

A partir du milieu des années 1990, le brevet du principe de la double mobilité étant tombé dans le domaine public, de nombreux implants voient le jour. Actuellement en

France, un implant à double mobilité est disponible dans la gamme des implants d'un grand nombre de manufacturiers. Chacun a apporté son lot de modifications, qu'il s'agisse de l'adjonction de macrostructures ou de changements du revêtement de la cupule afin d'optimiser la repousse osseuse au contact de l'implant, ou encore de changements dans le dessin de l'insert en polyéthylène et particulièrement de la zone de rétention. Cependant, du fait du recul assez limité de ces modifications (inférieure à 10 ans), il est difficile de poser des conclusions quant à leur intérêt pour l'amélioration des implants.

L'extension de la gamme se fait alors en direction des implants de reprise, permettant de s'adapter à un stock osseux déficient.

-- en mars 2002, le cotyle double mobilité à cimenter fait son apparition, consistant en une cupule en acier inoxydable 316L à cimenter. La tête métallique est incluse dans un insert en polyéthylène rétentif lui-même libre dans la cupule. S'il peut en théorie être cimenté directement au contact de l'os, il est en fait plutôt destiné à être cimenté dans une armature de soutien .

Réf : Novae® Stick



-- en janvier 2003, le cotyle 2 pattes et crochet consiste en une cupule en acier inoxydable 316L revêtue d'alumine et d'hydroxyapatite en bicouche avec effet press fit associé à deux pattes de fixation supérieures comportant chacune 2 trous, un crochet obturateur et 2 plots d'ancrage. Le dessin équatorial ne comporte plus de pan coupé

Réf : Novae® Coptos



-- en janvier 2003, le cotyle 2 pattes longues et 2 pattes courtes consiste en une cupule en acier inoxydable 316L revêtue d'alumine et d'hydroxyapatite en bicouche avec effet press fit associé à 2 pattes longues supérieures, 2 pattes courtes équatoriales et 2 plots d'ancrage.



Novae® Multip

Alors que les possibilités d'implants se multiplient, à la fois chez le fabricant historique mais également avec toutes les nouvelles gammes proposées, il nous a semblé nécessaire de faire le point sur les 30 ans passés d'utilisation des implants à double mobilité pour ce qui concerne les résultats cliniques mais aussi l'analyse de composants ayant failli mécaniquement et enfin par l'utilisation de bancs d'essais de tenter de répondre à certaines interrogations concernant le fonctionnement de ce type d'implants. Concernant les implants issus de la société SERF, que nous avons plus particulièrement étudiés, le fonctionnement des deux mobilités, externe et interne, s'effectue de manière concentrique.

II. Mobilité et stabilité d'une articulation : données théoriques et analyse de la littérature

A. La mobilité

1. La mobilité fonctionnelle de l'articulation de la hanche

Deux objectifs sous-tendent la mise en place d'une prothèse totale de hanche : l'amélioration des phénomènes douloureux et la restitution d'amplitude de mobilité satisfaisante. C'est sur ce dernier point que l'arthroplastie totale de hanche se distingue de l'arthrodèse qui consiste à bloquer l'articulation et qui n'est donc efficace que sur les seuls phénomènes douloureux. Idéalement, une prothèse totale de hanche devrait permettre la réalisation de toutes les tâches de la vie courante, sans entrave liée à la morphologie des pièces et à leur positionnement respectif. Nous avons étudié les mobilités fonctionnelles de hanche c'est-à-dire les amplitudes de mouvement nécessaires à la réalisation de différentes tâches de la vie courante. Nous avons également effectué la modélisation d'un couple prothétique afin de voir quel positionnement respectif des pièces autorisait la réalisation d'un ensemble de tâches.

Résumé :

Objectifs :

La mobilité fonctionnelle utile d'une articulation est la mobilité nécessaire à la réalisation des mouvements usuels par des sujets indemnes de pathologie orthopédique. Le cône de mobilité correspond à l'ensemble des mouvements possibles au niveau d'une articulation ; il est caractérisé par un angle d'ouverture et un axe principal. Il s'agit ici de préciser la mobilité fonctionnelle de hanche chez des sujets sains et dans un deuxième temps de vérifier si une conformation prothétique donnée de l'articulation coxo-fémorale assure une mobilité fonctionnelle utile.

Matériel :

Les mouvements de 12 volontaires sains âgés de 22 à 35 ans ont été analysés en trois dimensions avec un système d'analyse du mouvement (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, California) fonctionnant à 60 Hz. Parallèlement, les caractéristiques du cône de mobilité ont été modélisées à l'aide du logiciel

MatLab® en fonction des paramètres de l'articulation coxo fémorale (antéversion et inclinaison de l'acétabulum et du col fémoral, rapport tête / col).

Méthode :

Après détermination du centre de hanche, les amplitudes de mouvement nécessaires à la réalisation d'une tâche sont exprimées par rapport à une position de repos par le maximum d'amplitude selon chaque axe. Les tâches suivantes ont été analysées : s'asseoir et se relever d'une chaise, s'accroupir pour soulever une charge, toucher les deux mains au sol jambes tendues, marcher, monter et descendre des escaliers, enfourcher une bicyclette, s'asseoir jambes croisées, se couper les ongles des orteils. Après modélisation d'un couple prothétique, il est possible de vérifier si pour ce couple le cône de mobilité permet la réalisation d'une tâche, et en couplant les tâches, s'il autorise une mobilité fonctionnelle utile.

Résultats :

Une tâche est une combinaison de mouvement selon les trois axes. Ainsi la tâche de s'accroupir et soulever 5 kg, combine flexion (moyenne 110°), abduction (9°) et rotation externe (18°) avec un écart type pour les trois axes de 9°. Pour une tâche donnée, le rapport tête / col étant fixé, seul un certain nombre de combinaisons d'orientations du col et du cotyle autorise la réalisation du mouvement dans sa totalité. Si l'on couple les tâches, les possibilités diminuent.

Discussion :

L'analyse de ces différentes tâches met en évidence des maximums d'amplitude dans des secteurs de mobilité différents, avec des paramètres de dispersion faibles chez ces sujets sains. Les résultats obtenus, comparés à ceux obtenus par d'autres méthodes, sont concordants. En pathologie, certains mécanismes compensateurs peuvent être mis en jeu pour permettre la réalisation d'une tâche. Nous ne les avons pas pris en compte. L'utilisation de marqueurs cutanés et son rapport à l'architecture interne est discutée. La forme et la direction du cône de mobilité sont directement déterminées par l'architecture osseuse ou prothétique.

Introduction :

La hanche pathologique est source de deux plaintes fonctionnelles majeures : la douleur et la perte de mobilité. Dans la pathologie dégénérative, l'arthroplastie totale de hanche supprime les phénomènes douloureux et permet habituellement une marche sans canne et sans boiterie, la marche requérant des amplitudes assez faibles selon Dujardin et al ⁽¹⁹⁾. La restauration d'amplitudes articulaires normales n'est cependant pas constante. Cette perte de mobilité est un facteur limitant pour les activités de la vie courante quotidienne. Elle est en grande part déterminée par le dessin et le positionnement des implants qui peuvent créer une véritable butée à la réalisation du mouvement dans une direction donnée. D'autres paramètres sont également en cause quant à une éventuelle diminution de la mobilité. Escalante et al ⁽²⁰⁾ ont en particulier montré que l'obésité était un facteur indépendant de baisse de l'amplitude articulaire en flexion. L'impingement est une réalité, comme en témoignent des marques à type d'indentations retrouvées sur certains implants lors de leur dépose. Un tel contact survient lorsque la conformation tridimensionnelle des implants présente un butoir à la réalisation d'un mouvement dans une direction donnée. Il nous est donc apparu indispensable de préciser quelle est la mobilité fonctionnelle de la hanche, c'est-à-dire la mobilité nécessaire pour permettre la réalisation des activités de la vie courante sans conflit.

Nous avons étudié les amplitudes articulaires requises pour la réalisation de tâches habituellement réalisées au cours d'activités de la vie quotidienne par des sujets indemnes de toute pathologie articulaire. Par rapport à Taillard et Blanc ⁽²¹⁾ et Johnston ⁽²²⁾ nous avons élargi le nombre de tâches étudiées. Nous avons dans un deuxième temps tenté de déterminer quels positionnements relatifs d'un couple d'implant modélisé autorisaient cette mobilité fonctionnelle utile.

L'acquisition des données cinématiques a été menée sur une station d'analyse du mouvement Motion Analysis©. La modélisation du couple d'implant, de son cône de mobilité et la simulation d'éventuelles zones de contact a été effectuée à l'aide du logiciel MatLab® (MathWorks) pour WindowsNT.

Matériel et méthodes.

1. Les sujets :

L'expérimentation a porté sur 12 sujets, deux femmes et dix hommes, âgés de 22 à 35 ans, indemnes de toute pathologie ostéo-articulaire. Le but de cette

expérimentation était la mesure des amplitudes maximales mises en jeu lors d'activités tirées de la vie quotidienne. L'expérimentation a été menée en utilisant un système d'analyse du mouvement Motion Analysis© pour le recueil des trajectoires de marqueurs optoréfléchissants. Le traitement des données a été réalisé sur micro-ordinateur PC avec le logiciel MatLab®.

2. Positionnement des marqueurs :

Chaque sujet était équipé de 10 marqueurs rétro-réfléchissants permettant de définir un quadrilatère pour le bassin et deux triangles solides pour la cuisse et la jambe. La position de ces figures pouvait ainsi être établie dans l'espace autour de trois axes de rotation orthogonaux. Les marqueurs étaient placés sur des saillies osseuses de façon à minimiser l'épaisseur de tissu interposée entre le squelette et le marqueur. Le positionnement des marqueurs reprenait le schéma décrit par Brand ⁽²³⁾. Sur un segment de membre, les marqueurs étaient éloignés les uns des autres ; ceci facilitait leur reconnaissance et permettait une bonne précision dans la définition des référentiels liés à ce segment.

Pour les 12 sujets étudiés, l'analyse du mouvement portait sur le membre inférieur droit. Les marqueurs du bassin étaient situés sur les saillies des 2 épines iliaques antéro-supérieures droite et gauche et sur les épines iliaques postéro-supérieures droite et gauche. Les marqueurs de la cuisse droite étaient situés à la partie postérieure du grand trochanter, en regard de l'épicondyle médial et de l'épicondyle latéral. Les marqueurs de la jambe droite étaient situés sur les points les plus saillants de la tubérosité tibiale antérieure et des malléoles latérales et médiales.

3. Protocole d'étude des mobilités de la hanche au cours de mouvements de la vie courante :

La position de référence était la station debout, en position de repos, avec un écartement des pieds librement adopté par chaque sujet, les bras sur la poitrine afin de ne pas masquer les capteurs par les mains ou les avant-bras. Par convention, pour chaque sujet, la position de repos avait pour coordonnées 0° de flexion, 0° d'abduction/adduction et 0° de rotation interne ou externe.

Dans un premier temps, pour chaque sujet étaient enregistrés la position de référence et le centre de hanche. La position du centre de hanche était calculée lors d'un mouvement de circumduction au moyen d'un algorithme de minimisation

développé par Gutierrez (1996) ⁽²⁴⁾ et utilisé actuellement par certains logiciels en chirurgie de hanche naviguée ⁽²⁵⁾. Lors de ce mouvement, l'articulation est animée d'un mouvement conique. Par hypothèse, le centre de hanche correspond au sommet du cône. Devant la difficulté expérimentale de trouver un point sans mobilité relative entre les deux segments corporels fémur et bassin, le centre de la hanche est défini comme le point à déplacement minimal.

Les tâches étudiées étaient les suivantes ; elles correspondent aux activités susceptibles d'être effectuées par des patients porteurs d'une prothèse totale de hanche :

1. S'asseoir puis se relever sans l'aide des mains. Sur un siège de 45cm de haut, le sujet passe de la position debout à la position assise et se relève.
2. Ramasser un objet. Jambes écartées, le sujet ramasse avec les deux mains entre les jambes un objet de 5 kg en se relevant d'une position accroupie.
3. Ramasser un objet jambes tendues. Le sujet touche le sol avec les mains sans fléchir les genoux.
4. Monter sur une bicyclette dont la selle est à hauteur de l'entrejambe du sujet puis effectuer 3 tours de pédales : le sujet monte sur la bicyclette en restant en appui sur le membre inférieur gauche.
5. Se couper les ongles des orteils sur un siège de 45cm de haut, jambes croisées avec le pied droit sur la cuisse gauche.
6. Être assis jambes croisées avec le genou droit sous le genou gauche.

Le mouvement de se relever d'une position allongée, plan dur horizontal à 55 cm du sol n'a pas pu être exploité en raison de l'absence d'enregistrement des capteurs postérieurs, qui étaient masqués en décubitus dorsal.

Chacune des tâches a été effectuée 5 fois par chaque sujet.

4. Recueil des trajectoires :

Le recueil de la position des marqueurs cutanés a été réalisé à l'aide du système Motion Analysis (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, Californie) avec 6 caméras CCD monochromes à fréquence d'échantillonnage variable (de 60 ou 180 images par seconde), reliées à un système d'acquisition des données analogiques à 32 canaux, à deux processeurs vidéo VP-320 et à une station Sun supportant le logiciel Expert-Vision 3D. Après calibration de l'espace de travail, la position d'un marqueur est connue à chaque instant à ± 1 mm selon chacun des axes. Le rôle de

ce logiciel est de restituer de façon automatique les projections des trajectoires dans le plan image de chacune des caméras et de reconstruire la trajectoire spatiale de chacun des marqueurs à partir des images projetées. Les marqueurs utilisés étaient rétro-réfléchissants. Ils renvoyaient vers la caméra la lumière de couleur émise à proximité de l'objectif de chacune des caméras équipée de diodes électroluminescentes réparties autour de l'objectif. La fréquence de recueil était de 180 images par seconde. Un repère est affecté à chacun des segments corporels étudié. Le mouvement d'un segment est décrit par rapport au segment sus jacent.

$R_0 = (0, x, y, z)$ est le repère fixe associé au laboratoire.

Les axes correspondant aux axes anatomiques globaux du sujet, à chaque segment corporel, jambe, cuisse et bassin est associé un repère orthonormé s'appuyant sur les axes anatomiques (White et al, ⁽²⁶⁾).

Tous les repères sont construits selon le même modèle avec $R_i = (O_i, X_i, Y_i, Z_i)$, le repère lié au segment i ayant pour origine O_i et pour axes X_i, Y_i et Z_i .

Le repère du bassin R_1 est ainsi défini et suit les recommandations de l'International Society of Biomechanics quant à la description du mouvement au niveau de la hanche ⁽²⁷⁾: l'axe de flexion-extension Z_1 suit la direction de l'axe des 2 épines iliaques antéro-supérieures droite et gauche, l'axe de rotation Y_1 est construit par rapport à la verticale en position debout statique et l'axe d'abduction / adduction X_1 complète le trièdre direct (figure 1).

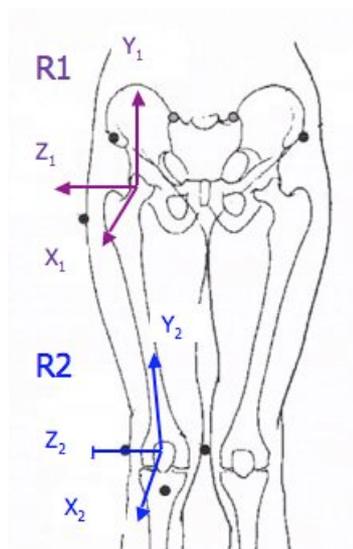


Figure 1

Les repères R_1 et R_2

L'origine O_1 du repère bassin correspond au centre de l'articulation de la hanche. La

position de ce centre est calculée lors d'un mouvement de circumduction, selon l'algorithme évoqué précédemment. Lors de ce mouvement l'articulation est animée d'un mouvement conique. Par hypothèse le centre de hanche correspond au sommet du cône.

Le repère R2 est associé à la cuisse.

L'origine O2 est le milieu du segment matérialisé par les marqueurs des épicondyles médial et latéral. L'axe de rotation Y2 est porté par (O1, O2). L'axe d'abduction-adduction X2 est normal au plan défini par O1 et les 2 marqueurs épicondyliens.

L'axe de flexion-extension Z2 complète le trièdre direct.

5. Etude cinématique directe :

La position globale de chaque segment corporel i est caractérisée par la position linéaire de son centre O_i par rapport au repère du laboratoire et par son orientation angulaire vis à vis du repère fixe. La position linéaire est caractérisée par le vecteur OO_i . L'orientation angulaire est représentée par une forme matricielle ${}^0_i R$ obtenue en projetant chacun des vecteurs unitaires X_i, Y_i, Z_i , le repère local étant le repère fixe.

Les mouvements du fémur par rapport au bassin (flexion-extension, abduction-adduction, rotation interne-externe) sont exprimés dans le repère R1 lié au bassin et dont l'origine est défini au centre de l'articulation de la hanche. Le mouvement dans l'espace du fémur par rapport au bassin est défini par une rotation unique d'angle θ autour de l'axe défini par le vecteur unitaire $N [n_1 ; n_2 ; n_3]$. Le passage du repère du bassin au fémur est possible par une matrice de rotation.

Cette matrice de rotation R est donnée par :

$$R = \begin{bmatrix} n_1^2 + (1 - n_1^2) \cos \theta & n_1 n_2 (1 - \cos \theta) + n_3 \sin \theta & n_1 n_3 (1 - \cos \theta) - n_2 \sin \theta \\ n_1 n_2 (1 - \cos \theta) - n_3 \sin \theta & n_2^2 + (1 - n_2^2) \cos \theta & n_2 n_3 (1 - \cos \theta) + n_1 \sin \theta \\ n_1 n_3 (1 - \cos \theta) + n_2 \sin \theta & n_2 n_3 (1 - \cos \theta) - n_1 \sin \theta & n_3^2 + (1 - n_3^2) \cos \theta \end{bmatrix}$$

Les positions initiales ou positions de repos de la cupule et du cône fémoral sont définies dans le repère R1 par les angles d'inclinaison et d'antéversion attachés à chaque élément.

Chaque tâche, pour chaque sujet, est décrite de façon dynamique par la description concomitante des amplitudes selon trois axes, chaque tâche ayant été réalisée cinq

fois par chaque sujet. Nous proposons une analyse descriptive des tâches par le maximum d'amplitude selon chaque axe.

Résultats.

1. Résultats pour un individu.

L'analyse du mouvement produit une courbe angulaire selon chacun des axes, l'origine étant la position de repos librement adoptée par le sujet. La **figure 2** exprime les résultats du sujet 1 pour les tâches comportant un mouvement.

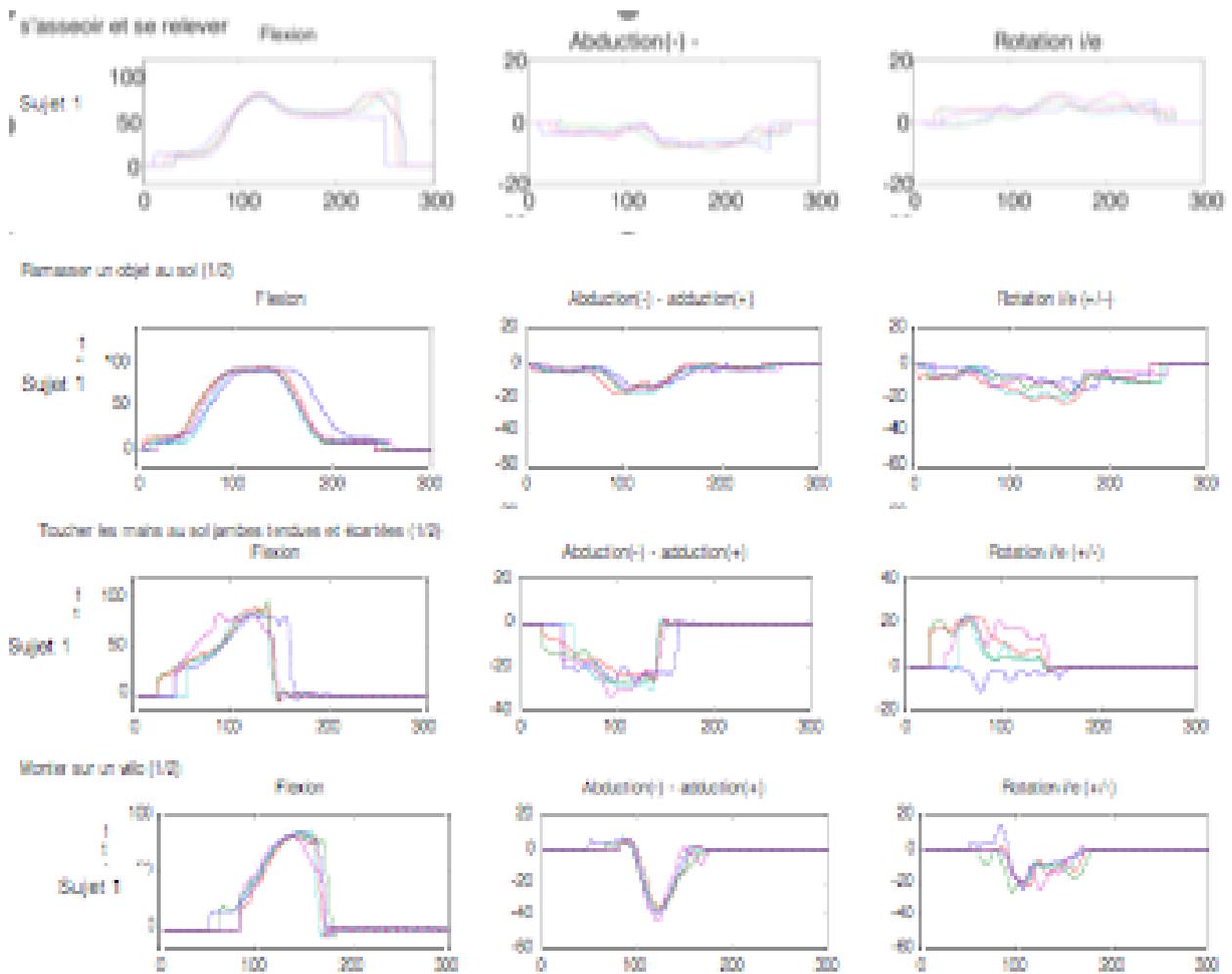


Figure 2

Représentation graphique des variations angulaires par rapport à la position de repos selon chaque axe pour le sujet 1.

Abscisse = N° d'image.

Ordonnée = angle en degrés

Les tâches consistant en des soins d'orteils et la position assise jambes croisées sont statiques. Les valeurs angulaires moyennes au maximum d'amplitude pour le sujet 1 sont données dans le **tableau A**.

	S'asseoir / se relever	Soulever 5 kg accroupi	Toucher mains sol	Monter à bicyclette	Soins d'orteils	Assis jambes croisées
Flexion	+ 85	+ 97	+ 92	+ 76	+ 100	+ 43
Abduction	+ 2	+ 17	+ 28	+ 43	+ 30	- 2
Rotation externe	- 4	+ 20	- 17	+ 23	+ 37	- 27

Tableau A.

Sujet 1 : valeurs angulaires maximales en degrés pour les tâches étudiées.

Au vu des courbes, le sujet 1, pour s'asseoir et se relever fait essentiellement un mouvement de flexion. Il passe par deux maximum, le second correspond à la flexion du tronc lorsque le centre de gravité passe en avant au moment de se relever. Abduction et rotations sont très faibles. Pour ramasser un objet au sol en position accroupie, il combine une flexion d'environ cent degrés avec une abduction d'une vingtaine de degrés, la variabilité de la rotation étant plus importante. Pour toucher les mains au sol jambes tendues, la flexion est du même ordre mais avec une abduction plus importante et une rotation interne. Monter sur un vélo est la tâche qui pour le sujet 1 requiert le plus d'adduction, environ 40 degrés, associée à une flexion de 76 degrés. Pour les soins d'orteil, il combine une flexion d'une centaine de degrés avec une abduction et une rotation externe équilibrées. C'est dans la position assise jambes croisées, que la rotation interne est la plus importante, 27 degrés, avec une flexion de 43 degrés.

2. Résultats globaux.

Les résultats pour l'ensemble des sujets sont exprimés dans le **tableau B**.

60 essais		S'asseoir / se relever	Soulever 5 kg	Mains / sol	Bicyclette	Soins d'orteils	Jambes croisées
Flexion	Moy.	88,5	109,9	83,2	64,3	103,0	61,8
	EType	1,7	11,2	7,1	15,5	5,7	13,1
Abduction	Moy.	0,1	10,0	21,0	36,0	-20,3	-9,1
	EType	7,3	13,0	6,9	7,8	12,9	13,6
Rotation Externe	Moy.	5,5	18,3	-7,0	15,9	39,9	-10,6
	EType	6,6	14,4	12,5	9,7	16,4	14,1

Tableau B.

Valeurs angulaires en degrés pour l'ensemble des sujets et l'ensemble des tâches étudiées.

Pour l'ensemble des sujets, pour s'asseoir et se relever, les courbes obtenues montrent un mouvement qui se fait essentiellement selon un seul axe de flexion-extension, et passant par deux sommets d'amplitude équivalente : lorsque le sujet s'assied et lorsqu'il se relève. La flexion moyenne pour l'ensemble des essais est alors à 89 degrés (écart type 1,7 degrés) par rapport à la position de repos. Pour ramasser un objet de 5 kg en position accroupie, la flexion moyenne atteint 110 degrés (écart type 11 degrés) avec une rotation externe de 20 degrés. Pour toucher le sol jambes tendues, ou ramasser un objet sans fléchir les genoux, il est nécessaire de réaliser une flexion moyenne de 84 degrés (écart type de 7°), couplée à une abduction de 22 degrés (écart type de 7°) et une rotation interne de 7 degrés (écart type de 12°). Pour enfourcher une bicyclette, le mouvement observé se fait autour de deux axes : flexion-extension et abduction-adduction. La flexion moyenne était de 64 degrés (écart type de 15 degrés) avec simultanément une abduction de 36 degrés (écart type de 8 degrés). En position jambes croisées, la flexion moyenne est de 62 degrés (écart type de 13°), et les sujets réalisent le plus souvent une adduction (moyenne de 9°) associée à une rotation interne (moyenne de 10°). Pour se couper les ongles des orteils, une amplitude de mouvement relativement importante est observée selon les 3 axes de rotation ; la flexion moyenne était de 103 degrés (écart type 6 degrés) avec une abduction de 20 degrés (écart type de 13 degrés) et une rotation externe de 38 degrés (écart type de 16 degrés). Au total, nous retiendrons dans le plan sagittal la nécessité de 120° de flexion maximale.

Discussion.

1. Critique du modèle utilisé.

Pour mesurer les amplitudes articulaires au niveau de la hanche dans les différentes situations étudiées, nous avons utilisé un système d'analyse du mouvement donnant des résultats dans les 3 dimensions. Ce système a été utilisé pour l'analyse de la marche, notamment chez l'enfant car il met en jeu une expérimentation simple et non invasive. Par ailleurs, sa fiabilité et la reproductibilité des exercices demandés sont appréciées par la grande homogénéité des résultats pour un même mouvement par individu et par des valeurs moyennes très proches par type d'exercice dans la population étudiée.

Nous constatons donc une faible dispersion des résultats dans cette population de sujets sains. La dispersion intra-individuelle des résultats est encore plus faible, de l'ordre de quelques degrés pour l'ensemble des tâches effectuées. Par ailleurs, si le nombre de sujet est faible (échantillon de 12 individus), la répétition des essais aboutit à 60 exercices par tâche.

Cependant l'utilisation de marqueurs cutanés externes s'accompagne d'une approximation lors de la mise en place sur les saillies osseuses. De plus, lors des mouvements étudiés, on note une translation inévitable de ces marqueurs par glissement des parties molles sur le squelette osseux. Ces variations au niveau du bassin et de la hanche ont été estimées à 2 cm, elles sont moins importantes sur des repères osseux sous-cutanés comme la tubérosité tibiale ou les malléoles et variables d'un individu à l'autre. Cette mobilité des repères modifie les axes des segments corporels et est source de variations angulaires non négligeables dans l'analyse des résultats. Ceci constitue donc les limites de la méthode. Cette incertitude est maximale pour les rotations du fait de la proximité des marqueurs condyliens ; elle est minimale pour l'axe de flexion / extension.

Il apparaît indispensable, lors de nouvelles expérimentations, de coupler ces marqueurs externes à des marqueurs radio-opaques lors de radiographies des membres inférieurs.

Par ailleurs, certains sujets, notamment ceux souffrant d'une pathologie de la hanche vont user de stratégie compensatrice pour réaliser un même mouvement ⁽²²⁾, ⁽²⁸⁾: par exemple, effectuer davantage de rotation externe pour obtenir plus de flexion, ou encore mettre en jeu la mobilité du bassin ou du rachis lombaire, mobilité non prise en compte dans cette étude. A l'inverse, il a été montré que certaines tâches

mettant en jeu des positions extrêmes peuvent être mises en jeu plus fréquemment pour des raisons culturelles. La position de squat qui met en jeu une hyperflexion des hanches est ainsi largement utilisée en Asie, ce qui requiert une flexion de hanche de 130° selon Mulholland et al ⁽²⁹⁾.

2. Autres méthodes de mesures des mobilités fonctionnelles :

Les accéléromètres mesurent la composante de l'accélération d'un point d'un segment corporel dans une direction imposée. Des accéléromètres triaxes sont nécessaires pour une étude dans l'espace. La connaissance des conditions aux limites permet de remonter des accélérations aux vitesses puis aux déplacements. L'accélérométrie peut être couplée à une analyse du mouvement, permettant une vérification expérimentale des déplacements calculés.

Peu d'auteurs se sont intéressés à l'analyse des amplitudes de la hanche pour son « utilisation » dans la vie courante.

Johnston ⁽²²⁾ pour ce faire a utilisé un électrogoniomètre qui mesure les variations de position angulaire de deux segments. Ils produisent un signal électrique dont l'intensité est fonction du déplacement. Un électrogoniomètre fonctionnant dans un plan donné, l'analyse du mouvement a été déduite de la projection des mesures sur 3 plans orthogonaux sagittal, frontal et coronal.

3. Etudes antérieures.

Johnston ⁽²²⁾ a analysé chez des sujets sains mais aussi chez des sujets pathologiques 5 situations:

- se couper les ongles des pieds, pieds au sol,
- se couper les ongles des pieds, jambes croisées,
- s'asseoir sur une chaise et se relever,
- ramasser un objet au sol,
- s'accroupir.

Cet auteur effectue 2 mesures successives sur 16 sujets sains. La deuxième mesure retrouve des chiffres légèrement inférieurs. Par rapport aux valeurs angulaires que nous rapportons, les différentes tâches étudiées par cet auteur ont des valeurs supérieures de 15° en flexion pour chaque tâche. Cependant, la définition du 0 dans son étude n'est pas clairement rapportée. Janssen et al ⁽³⁰⁾ dans une revue des

études consacrées au mouvement de s'asseoir et se relever d'un siège ont souligné le rôle très important de la hauteur du siège dans la réalisation de ce mouvement. Dans ce travail, nous avons cherché à connaître les amplitudes de mouvement nécessaires à la réalisation de tâches de la vie courante chez des sujets sains afin de connaître les amplitudes utiles que doivent permettre nos arthroplasties. La méthode est critiquée. En effet, si elle donne des amplitudes angulaires par rapport à une position de repos, elle ne donne pas la position relative de référence du fémur par rapport au bassin. Nous insistons sur la nécessité de tenir compte des mouvements couplés pour déterminer les amplitudes nécessaires à la réalisation d'un ensemble de tâches extraites des activités de la vie courante et non pas simplement du maximum d'amplitude selon chaque axe.

2. La mobilité d'un couple prothétique

Idéalement, la mise en place d'une prothèse totale de hanche permet, outre son effet bénéfique sur la douleur, de restaurer une mobilité articulaire permettant la réalisation de toutes les tâches voulues par le patient. Quels sont donc les facteurs qui influent sur la mobilité articulaire obtenue après arthroplastie totale de hanche ?

Dessin et positionnement des implants.

Widmer et al en 2005 ⁽³¹⁾ ont évalué l'impact des modifications de l'angle CC'D sur les amplitudes de mouvement et les relations entre les modifications de l'angle CC'D et le positionnement de l'implant acétabulaire à amplitude de mouvement conservée dans les arthroplasties totales de hanche. Leur protocole expérimental consistait en une simulation de mouvement jusqu'à l'impingement après modélisation d'un couple prothétique constitué d'une cupule hémisphérique en face d'un ensemble tête + col. Les paramètres mesurés étaient, pour un couple prothétique donné, l'amplitude de mouvement, en fonction du positionnement des implants : antéversion de la cupule et du col, inclinaison de la cupule et angle CC'D. Pour ces auteurs, un positionnement permettant l'obtention d'amplitudes de mouvement satisfaisantes devrait être optimisé en fonction des 4 paramètres que sont l'angle CC'D, l'angle d'inclinaison de la cupule, l'angle d'antéversion de la cupule et l'angle d'antéversion de l'implant fémoral. Lors de l'intervention, l'un de ces paramètres pourrait être choisi arbitrairement, en particulier pour se conformer à des caractéristiques anatomiques individuelles. Une fois ce paramètre fixé, les autres devraient s'accorder à celui-ci.

Pour ces auteurs, un implant fémoral varisé doit être couplé avec une cupule plus inclinée et moins antéversée que lors de l'utilisation d'une tige standard. Ces auteurs retrouvaient un maximum d'amplitude de mouvement pour des angles CC'D compris entre 125 et 131°, la diminution de l'angle CC'D d'un 1° nécessitant la diminution de l'antéversion d'environ 2° et une augmentation de l'inclinaison d'un ½° pour conserver une amplitude de mouvement équivalente. Pour ces auteurs, en limitant l'inclinaison de la cupule à 50°, le positionnement des implants permettant une certaine amplitude de mouvement décrit une zone triangulaire dont l'aire diminue lorsque les amplitudes requises augmentent. Ces données complètent plus qu'elles n'infirment les conclusions de Jolles et al en 2002 ⁽³²⁾ qui définissaient également une zone de sécurité pour la mise en place d'arthroplasties totales de hanche, caractérisée par la somme des antéversions de la cupule et de l'implant fémoral qui devait être comprise entre 40 et 60°. A ces notions de zone de sécurité dans un plan horizontal, ils adjoignent le plan frontal avec l'inclinaison de la cupule et l'angle CC'D.

Yoshimine ⁽³³⁾ a étudié les zones de sécurité d'antéversion combinée de la cupule et du col fémoral permettant la réalisation d'une amplitude de mouvement satisfaisante. Il définit l'amplitude essentielle pour les activités de la vie courante comme une flexion pure supérieure à 110°, une flexion de 90° combinée à 30° de rotation interne, une extension de 30° combinée à 40° de rotation externe. Les zones de sécurité d'implantation de la cupule et du col fémoral, obtenues pour un cône de mobilité ayant 135° d'angle d'ouverture sont plus étendues que lorsque l'ouverture n'est que de 120°. L'étude de ces zones de sécurité montre que l'antéversion du col devrait être diminuée lorsque l'antéversion de la cupule augmente alors que le choix d'une abduction plus petite nécessite une augmentation de la somme des antéversions du col et de la cupule. Un cône de mobilité d'ouverture supérieure à 135° est recommandé puisqu'il augmente la taille des zones de sécurité et autorise une plus grande amplitude de mouvement. La valeur optimale combinant l'antéversion de la cupule et du col fémoral pourrait être estimée par la formule suivante :

Abduction + antéversion de la cupule + 0,77× antéversion du col = 84,3, ce qui est relativement difficile à apprécier en cours d'intervention sauf à disposer d'un système de navigation très fiable. Dans un autre article récent, Yoshimine ⁽³⁴⁾ a étudié l'influence de l'angle d'inclinaison et de l'antéversion du col fémoral sur la zone de sécurité d'implantation de la cupule qui remplit les critères qu'il considère comme

satisfaisants pour l'amplitude de mouvement d'une prothèse totale de hanche. Il a d'abord défini des critères « d'amplitude de mouvement satisfaisante » qu'il qualifiait de sévères et qui consistaient en une flexion de 120°, une rotation interne de 45° combinée à 90° de flexion, une extension de 30° combinée à 40° de rotation externe. Il a cherché quelle antéversion de la cupule lui permettait de remplir ces critères pour un angle d'inclinaison et un angle d'oscillation du cône de mobilité donnés. Pour un angle d'oscillation de 110°, il ne retrouve aucune zone de sécurité pour la cupule. Lorsque cet angle est de 120°, cette zone de sécurité est extrêmement restreinte et en revanche, lorsque l'angle de d'oscillation atteint 135°, la zone de sécurité atteint une taille acceptable. Chaque prothèse totale de hanche a son propre angle d'oscillation, celui-ci étant une fonction du diamètre de la tête et du col et du dessin de la cupule. Un angle d'ouverture supérieur à 135° accroît la zone de sécurité et ainsi le champ des positions possibles est acceptable. Cependant, peu de prothèses avec un angle d'oscillation supérieur à 135° sont disponibles en pratique sur le marché. En effet, un angle d'oscillation supérieur à 135° correspond à un rapport tête / col supérieur à 2,61 c'est-à-dire supérieur à $1/\sin 22,5$, soit un diamètre de tête supérieur à 28 mm pour un col de 11 mm et supérieur à 32 mm pour un col de 12 mm avec un insert hémisphérique sans débord. L'auteur insiste sur le fait que l'angle d'oscillation est un paramètre aussi essentiel que l'orientation de la cupule et du col fémoral pour l'amplitude de mouvement.

Pour optimiser l'amplitude de mouvement que procure une arthroplastie totale de hanche deux voies sont possibles. L'augmentation de l'angle d'oscillation, c'est-à-dire l'élargissement du cône de mobilité, s'obtient en augmentant le rapport des diamètres de la tête et du col prothétiques. Ce rapport a des limites. La tête prothétique a nécessairement un diamètre inférieur à la cavité acétabulaire et le diamètre du col a une valeur minimale déterminée par la résistance des matériaux au niveau du col. Ce cône de mobilité doit également être idéalement dirigé pour couvrir tous les secteurs d'amplitude utile. Si le cône de mobilité est relativement étroit, il peut être nécessaire de privilégier un secteur de mobilité au détriment d'un autre. Widmer et al ⁽³¹⁾ évoquent la possibilité d'augmenter l'antéversion des implants acétabulaires pour des sujets d'âge plus avancé ce qui permet une meilleure couverture de la tête en zone postéro-supérieure. L'extension de hanche ne serait en effet utilisée que par les sujets les plus jeunes et non utilisée par les sujets plus âgés. Une telle adaptation du positionnement des implants en fonction de critères

individuels propres à chaque patient est cependant difficile en pratique et probablement source d'erreurs de positionnement si l'analyse des besoins individuels a été incomplète. Un élargissement du cône de mobilité permet d'avoir plus de latitude quant au positionnement des implants en offrant une couverture plus large des secteurs d'amplitude utile.

3. Modélisation des secteurs de mobilité d'un couple prothétique.

Nous avons modélisé les caractéristiques du cône de mobilité d'un couple prothétique en fonction des paramètres géométriques inhérents aux pièces prothétiques, fémorale et acétabulaire. La modélisation a été effectuée sur logiciel MatLab® pour une cupule hémisphérique de diamètre intérieur 32 mm, avec une pièce fémorale comportant un col de 12 mm de diamètre cylindrique et un angle col-diaphyse de 135°. En faisant varier l'orientation de la pièce acétabulaire dans le repère lié au bassin et l'antéversion de la pièce fémorale dans le repère lié au fémur, nous avons fait varier l'orientation du cône de mobilité. La valeur d'antéversion de la pièce acétabulaire que nous utilisons correspond à ce que Murray⁽³⁵⁾ définit comme l'antéversion vraie. Nous avons comparé les cônes de mobilité ainsi obtenus avec les mobilités nécessaires à la réalisation d'une ou de plusieurs tâches, afin de vérifier si pour une conformation prothétique donnée, la ou les tâches pouvaient être effectuées sans conflit. Les couples d'antéversion du cotyle et de l'implant fémoral permettant d'effectuer une tâche sans conflit sont représentés graphiquement sous la forme d'une aire.

Après modélisation d'un couple prothétique, nous déterminons quelles orientations des implants fémoral et acétabulaire permettent d'obtenir une mobilité fonctionnelle. Le calcul matriciel permet de matérialiser le conflit par l'absence de point s'il existe, par un point s'il est absent.

Les orientations permettant la réalisation d'une tâche sans conflit sont représentées sous la forme d'une aire sur des graphiques dont les axes représentent les antéversions données aux pièces prothétiques.

Nous avons retenu les paramètres suivants pour la modélisation des implants :

- diamètre du col de 12 mm,
- diamètre de la tête de 32 mm,
- inclinaison du col α i de 50° (en tenant compte de 7° d'axe fémoral),
- antéversion du col α a, qui apparaît comme une variable,

- inclinaison du cotyle β i modifiée successivement à 40°, 50° et 60°,
- antéversion du cotyle β a de 0 à 40°.

Les amplitudes de flexion (min, max), d'abduction-adduction (min, max) et de rotation interne externe (min, max) sont les objectifs à atteindre ; ils déterminent la forme et la surface de l'aire. Si aucune conformation ne permet de les satisfaire totalement, l'aire est nulle.

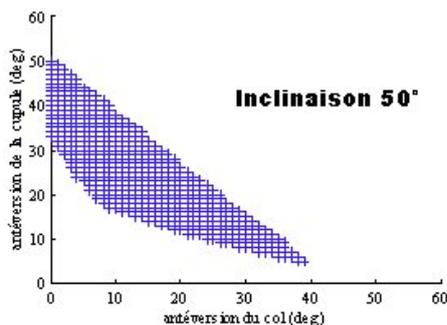
SITUATION 1 :

Etude d'un mouvement simple :

Les mobilités suivantes sont requises, pour ce qui s'apparente à la tâche de soulever un objet en position accroupie :

- flexion 120° ; rotation interne / externe – 20, + 20° ; abduction / adduction – 20, + 20°

1^{er} cas la cupule est inclinée à 50° : **figure 3**



Figures 3, 4 et 5.

Couples d'antéversion du cotyle et de l'implant fémoral autorisant la réalisation du mouvement suivant :

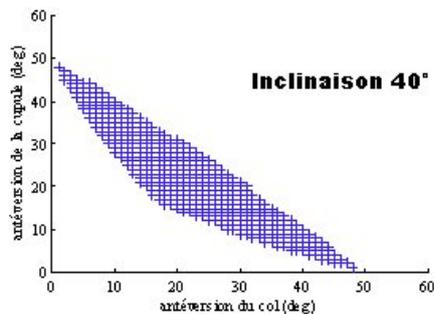
Flexion 0 / 120° ; rotation –20 / + 20° ;
abduction – 20 / + 20°

Avec : Diamètre de la tête = 32 mm

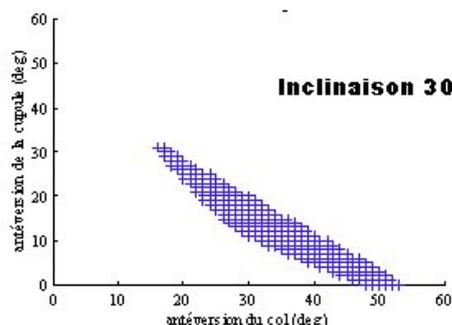
Diamètre du col = 12 mm

Inclinaison du col 50° au repos

2^{ème} cas la cupule est inclinée à 40° : **figure 4**



3^{ème} cas la cupule est inclinée à 30° : **figure 5**



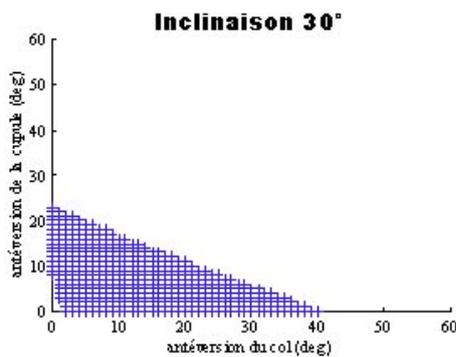
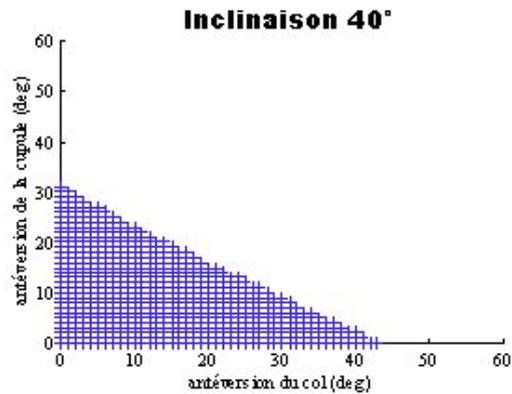
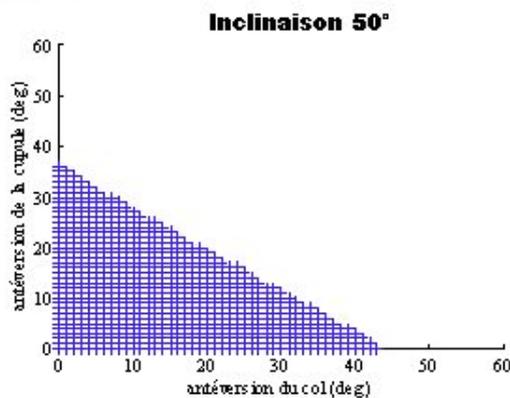
Il apparaît que l'horizontalisation de la cupule, pour une antéversion fémorale conservée, diminue le nombre de possibilités d'antéversion de la cupule autorisant un mouvement sans conflit. Pour des valeurs faibles d'antéversion fémorale, lorsque la cupule est horizontalisée, aucune antéversion de la cupule n'autorise le mouvement dans sa totalité.

SITUATION 2 :

Les mobilités souhaitées s'apparentent aux amplitudes requises pour enfourcher une bicyclette:

- flexion 0 / 90° ; rotation externe 0 / 30° ; abduction 0 / 40°

de même la cupule est successivement inclinée à 50°, 40° et 30° (figures 6 à 8).



Figures 6, 7 et 8

Couples d'antéversion du cotyle et de l'implant fémoral autorisant la réalisation du mouvement suivant :

Flexion 0 / 90° ; rotation 0 / + 30° ; abduction – 0 / + 40°

Avec : Diamètre de la tête = 32 mm

Diamètre du col = 12 mm

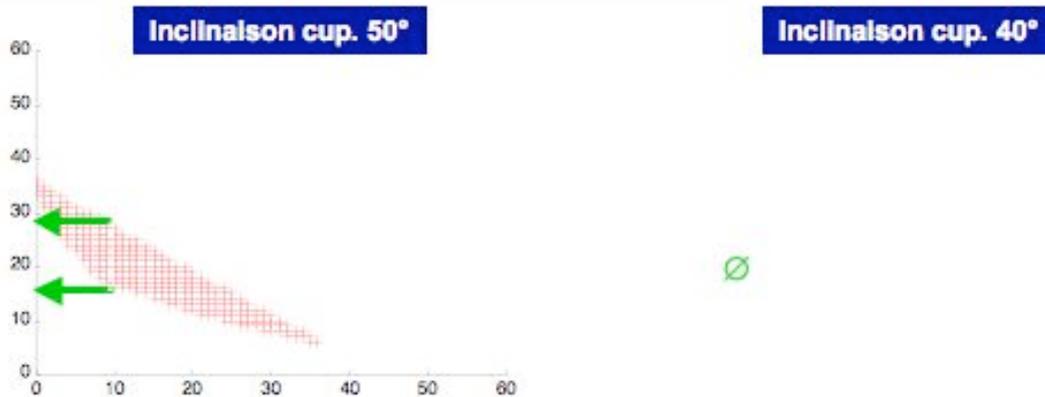
Inclinaison du col 50° au repos

L'horizontalisation de la cupule diminue le nombre de possibilités d'antéversion de celle-ci autorisant la réalisation du mouvement dans sa totalité.

SITUATION 3 :

Etude d'un mouvement couplé, où les deux tâches précédentes doivent être effectuées.

Les positions satisfaisant ces conditions sont représentées par les intersections des aires précédemment obtenues (Figures 9 et 10).



Figures 9 et 10

Couples d'antéversion du cotyle et de l'implant fémoral autorisant la réalisation des mouvements suivants :

Flexion 0 / 120° ; rotation -20 / + 20° ; abduction - 20 / + 20°

ET

Flexion 0 / 90° ; rotation 0 / + 30° ; abduction 0° / + 40°

Avec : Diamètre de la tête = 32 mm

Diamètre du col = 12 mm

Inclinaison du col 50° au repos

Les possibilités de positionnement de la prothèse sont restreintes si l'on souhaite pouvoir réaliser des mouvements couplés.

Les implants modélisés ont un col cylindrique et les cupules sont hémisphériques sans débord ni chanfrein. Barrack et al ⁽³⁶⁾ ont étudié les effets de modification de la forme du col et de l'insert sur le cône de mobilité, qui prend alors une forme complexe. En cas d'insert à débord ou de col non cylindrique certaines symétries ne peuvent pas être utilisées. Mais même avec une forme plus complexe, la démarche de détermination d'aires satisfaisant les conditions de réalisation de tâches est la même. Murray ⁽³⁷⁾ a démontré les effets néfastes de l'impingement entre le col et un insert à débord en terme de contraintes à l'interface, alors que D'Lima et al ⁽³⁸⁾ insistaient sur la nécessité d'un positionnement adéquat de l'implant acétabulaire afin d'éviter tout impingement et ainsi éviter les excès de contrainte au contact. Un contact prématuré serait également à l'origine d'un surcroît d'usure du polyéthylène, comme l'ont montré Urquhart et al ⁽³⁹⁾ avec l'utilisation de cols jupés causant un impingement précoce entre le col et le polyéthylène. Pour Patil et al ⁽⁴⁰⁾, cette

augmentation de l'usure serait le fait d'une modification des contraintes au niveau du contact, une augmentation de l'inclinaison au-delà de 45° sur l'horizontale s'accompagnerait d'un surcroît d'usure, alors que l'augmentation de l'antéversion s'accompagnerait au contraire d'une diminution de cette usure.

Les déplacements des secteurs de mobilité montrent l'interdépendance des mouvements simples en dehors desquels apparaît un conflit. En effet, une augmentation de la rotation externe s'accompagne d'une augmentation des possibilités de flexion et limite l'extension. Le nombre de possibilités permettant la réalisation d'un ensemble de tâches ou mobilité fonctionnelle utile est limité. Pourtant dans notre étude, le couple prothétique modélisé présentait un rapport tête / col favorable avec une tête de 32 mm de diamètre et un col de 12 mm. Les effets de l'horizontalisation de la cupule se font vers une diminution du nombre de possibilités, comme l'ont démontré D'Lima et al ⁽⁴¹⁾. Avec simplement deux tâches requises, une cupule horizontalisée à 35°, en dépit d'un rapport tête / col favorable, ne fournit aucune solution permettant d'effectuer ces deux tâches en totalité. Ces possibilités réduites de positionnement optimal des implants peuvent justifier le développement d'outils de navigation basés sur l'interdépendance entre les positionnements respectifs des implants fémoral et acétabulaire. L'utilisation d'implants optimisant le rapport tête/col est la voie alternative. Comme pour Yoshimine ⁽³⁴⁾, notre modèle prend en compte à la fois le plan horizontal, c'est-à-dire l'antéversion acétabulaire et l'antétorsion fémorale, mais également le plan frontal avec les inclinaisons fémorale et acétabulaire. Ce modèle nous semble plus complet que celui de Jolles et al ⁽³²⁾ qui ne prenait en compte que le plan horizontal. Les zones cibles que nous déterminons reposent sur la notion de zone sans impingement, ce qui est plus précis que la notion de « safe zone » de Lewinnek ⁽⁴²⁾ qui repose essentiellement sur l'expérience de cet auteur. Si les outils de navigation, comme le rapportent Nogler et al ⁽⁴³⁾, permettent d'améliorer la précision du positionnement des implants, la connaissance de la mobilité fonctionnelle utile permet de savoir si le positionnement choisi satisfait ces conditions en totalité. Cependant, les résultats appliqués au cône de mobilité prothétique mettent en évidence le problème de l'impingement lors des activités de la vie courante, même avec des têtes de diamètre 32 mm. Ceci justifie d'intégrer ces données dans un logiciel de navigation afin d'optimiser la mise en place des implants prothétiques. Augmenter encore le diamètre de la tête, ce que permettent les

implants à double mobilité, qui fonctionnent comme un système à grosse tête, permet d'élargir la zone de sécurité.

4. Résultats théoriques avec la double mobilité.

Nous avons modélisé les amplitudes de mouvement possible pour des mouvements simples de flexion-extension, abduction-adduction et rotation interne-externe. Outre l'implant acétabulaire, l'insert et la tête prothétique, les caractéristiques du col prothétiques sont importantes à prendre en compte, de même que le positionnement des pièces qui permet de définir une position origine. La modélisation a été faite sur logiciel MatLab. Les implants avaient les caractéristiques suivantes : cotyle diamètre 53 ce qui correspond à un diamètre d'insert de 47, inclinaison du cotyle à 45° avec une antéversion de 20° , col fémoral faisant avec la tige un angle CC'D de 135° avec une antétorsion du col fémoral de 15° en position de repos et un col cylindrique de 11 mm de diamètre. Cette configuration autorise un débattement de 126° en abduction-adduction, 186° en flexion-extension et 220° en rotation. Cette modélisation ne prend pas en compte les éventuels impingements osseux ou liés aux parties molles et correspond donc aux possibilités maximales de l'implant lui-même. Comme l'avait fait Harkess, en utilisant cette modélisation, il est possible de comparer les résultats obtenus avec ceux d'autres types de cupules et en particulier d'apprécier l'effet de débords anti-luxation ou d'inserts de réorientation. La courbe de circumduction englobe les amplitudes maximales que peut obtenir un sujet et elle augmente chez un sujet entraîné. Ces courbes, obtenues pour des sujets sains, représentent la valeur haute des amplitudes que l'on pourrait espérer obtenir après mise en place d'une arthroplastie totale de hanche. Dans le cas de la double mobilité, quelles que soient les caractéristiques de la mobilité interne, le cône de mobilité obtenu est identique pour une taille d'insert donnée. Dans notre exemple, ce cône englobe totalement les courbes de circumduction du sujet normal mais également du sujet entraîné. Un insert de réorientation, par rapport à un insert standard ne permet que de gagner des amplitudes dans un secteur donné, mais ne permet pas de couvrir toute la surface de la courbe. L'utilisation d'un cotyle à double mobilité permet d'optimiser le rapport tête - col puisque c'est le diamètre extérieur de l'insert qui intervient lorsque aucune des mobilités n'est bloquée. Ainsi pour un cotyle de diamètre 51, l'insert en polyéthylène a un diamètre extérieur de 45 mm. Si le col utilisé a un diamètre de 12 mm, le rapport tête col est alors à 3,75 ce qui correspond à un cône de mobilité ayant un angle au sommet de $74,5$ degrés (figure 11).

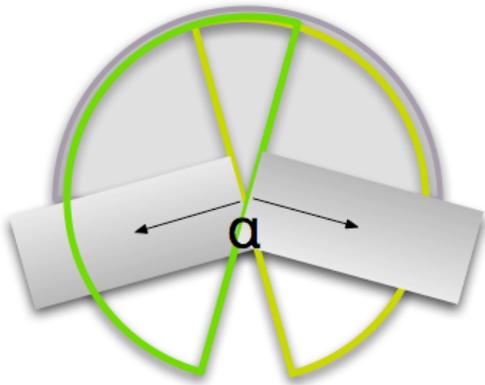


Figure 11.

Débattement de 150° autorisé par un implant dont le rapport tête/col est à 3,75.

Cet angle au sommet n'est que de 67,9 ° dans le cas d'une tête de diamètre 32 avec un col de 12 mm. L'accroissement de l'angle au sommet permet d'augmenter le nombre de possibilités de positionnement des implants qui autorisent la réalisation de mouvements combinés. Ceci confère aux arthroplasties à double mobilité une plus grande sécurité quant à la survenue d'une collision entre les pièces en fonction de leur positionnement respectif.

B. La stabilité

1. Analyse de la littérature

a. Les facteurs de risque de luxation

i. Résultat cliniques

La luxation et l'instabilité après mise en place d'une prothèse totale de hanche ont été rapportées avec des fréquences diverses dans la littérature. Le problème de la stabilité prothétique est au centre du concept de la double mobilité. La prothèse telle qu'elle avait été imaginée par Charnley comportait beaucoup de polyéthylène avec une petite tête de 22,2 mm, ce qui devait diminuer l'usure du polyéthylène. Mais même avec l'utilisation de la trochantérotomie qui permettait de retendre les muscles fessiers, le taux de luxation est un problème non négligeable. Pour Chandler ⁽⁴⁴⁾ qui avait analysé 20 séries de la littérature représentant un total de 10 376 prothèses totales de hanche, le taux de luxation globale était de 2,7 %, variant selon les séries entre 0,6 et 8 %. L'utilisation de grosses têtes, défendue par Mac Kee ⁽⁴⁵⁾, devait permettre de diminuer ce taux de luxation. La double mobilité, au niveau de sa convexité, reprend ce concept de grosses têtes avec une articulation originale entre une surface convexe en polyéthylène et une surface métallique concave.

Pour Dorr et al, en 1983 ⁽⁴⁶⁾, les facteurs en cause dans la survenue d'une luxation sont liés au positionnement des implants, à un défaut de tonus des tissus mous et à une mauvaise posture. Pour un chirurgien donné utilisant une technique et des implants standardisés, quels peuvent être les déterminants de la survenue d'une luxation post-opératoire ? La prévalence des luxations après prothèses totales de hanche au cours des trois premiers mois postopératoires a été déterminée à partir d'une série de 315 patients opérés d'une prothèse totale de hanche de première intention unilatérale par Woolson et al, en 1999 ⁽⁴⁷⁾. Toutes les interventions avaient été menées par un chirurgien utilisant une voie d'abord postérieure standardisée avec une capsulectomie complète. Tous les patients avaient reçu un composant fémoral modulaire fabriqué par un seul fabricant avec le même diamètre de tête de 28 mm, le même diamètre de col, et la même latéralisation pour chaque taille d'implant. Un composant acétabulaire non cimenté avait été utilisé dans tous les cas. Tous les patients avaient suivi le même protocole de rééducation postopératoire. Sur

315 patients, 14 avaient présenté une luxation soit une prévalence de 4 %. Treize luxations étaient en direction postérieure et une en direction antérieure. Comme le chirurgien, la voie d'abord, le dessin du composant fémoral et le protocole de rééducation étaient identiques pour tous les patients, les seules variables qui pouvaient affecter le risque de luxation étaient la taille de l'implant acétabulaire, la longueur du col fémoral, le type de fixation du composant fémoral, l'orientation du composant acétabulaire et les caractéristiques de chaque patient. Les caractéristiques des patients étudiés comprenaient l'âge, le sexe, la taille, le poids, le diagnostic préopératoire et une catégorie appelée trouble des fonctions supérieures qui regroupait un état de confusion lors du séjour hospitalier, des antécédents d'intoxication éthylique ou les deux à la fois. L'analyse statistique a permis de démontrer qu'une variable était associée à un risque accru de luxations : la présence de trouble des fonctions supérieures. Les patients opérés qui avaient un âge plus avancé avaient également une tendance à présenter un surcroît de luxations mais sans atteindre le seuil de significativité statistique. Aucune autre des variables liées aux patients ou aux implants n'a été retrouvée dans cette étude comme un facteur de risque de luxations significatif.

Varley et Parker, en 2004 ⁽⁴⁸⁾, ont étudié la stabilité des prothèses intermédiaires de hanche dans une revue de la littérature des articles publiés au cours des quarante dernières années et portant sur un total de 23 107 hanches. Le risque global de luxation après prothèse intermédiaire était de 3,4%. Un risque accru de luxation était associé avec une voie d'abord postérieure, l'utilisation de prothèses cimentées après ajustement en fonction de la voie d'abord et de l'utilisation de ciment. Les auteurs n'ont pas mis en évidence de différence entre les arthroplasties bipolaires et les prothèses intermédiaires. En revanche, ils trouvaient un risque accru de réduction à ciel ouvert dans le cas des prothèses intermédiaires.

Berry et al, en 2005 ⁽⁴⁹⁾, ont montré à propos d'une série de plus de 20000 arthroplasties totales de hanche que l'utilisation de têtes prothétiques de plus gros diamètre s'accompagnait d'un taux cumulé de luxations inférieur, et cela quelle que soit la voie d'abord utilisée. L'effet des têtes de large diamètre était d'autant plus important qu'il s'agissait d'une voie d'abord postérieure, le taux de luxation à 10 ans passant alors de 12,1% pour des têtes de 22,2 mm à 3,9% pour des têtes de 32 mm.

ii. Résultat expérimentaux.

Crowninshield et al en 2004 ⁽⁵⁰⁾ ont étudié la biomécanique des têtes fémorales de grand diamètre. Ils ont pu démontrer l'interdépendance entre le diamètre de la tête et l'orientation du composant acétabulaire en ce qui concerne l'instabilité articulaire. L'accroissement du diamètre de la tête fémorale peut augmenter la stabilité par l'augmentation de l'amplitude de mouvement sans impingement ainsi qu'en augmentant la distance du déplacement nécessaire à la survenue d'une luxation. Une augmentation du diamètre de la tête de 22 à 40 mm augmente la distance de déplacement d'environ 5 mm pour une cupule mise en place avec une abduction de 45°. Cependant, si le composant acétabulaire est mis en place avec une abduction plus importante, celle-ci diminue l'avantage procuré par la tête de grand diamètre. La verticalisation de la cupule associée à une subluxation du composant fémoral aboutissent à doubler les contraintes à l'interface en comparaison d'une orientation à 45°. Ainsi alors que pour une orientation satisfaisante de la cupule à 45° d'abduction, l'utilisation d'une tête fémorale de large diamètre peut résulter en amélioration de la stabilité, l'utilisation de celle-ci avec un implant acétabulaire fortement verticalisé ne contribue que peu à une augmentation de la stabilité. Elle s'accompagne en revanche d'une augmentation des contraintes au niveau du polyéthylène qui pourrait aboutir à un descellement.

Bader et al, en 2004 ⁽⁵¹⁾, ont étudié l'influence de la géométrie de la tête et du col fémoral sur la stabilité des prothèses totales de hanche. L'augmentation du diamètre de la tête prothétique permet d'augmenter l'amplitude de mouvement ainsi que la résistance à la subluxation et de ce fait améliore la stabilité quelles que soient la combinaison de mouvement et l'orientation des implants. L'implant fémoral avec une petite tête est associé à un risque accru de luxation, en particulier si le positionnement des implants est médiocre, comme dans le cas d'une rétroversion ou d'une verticalisation de la cupule. Les têtes métalliques jupées ou les têtes céramiques de type Mittelmeyer présentent une diminution de l'amplitude de mouvement jusqu'à l'impingement d'environ 20° si on les compare à des têtes standards sphériques de même diamètre puisqu'elles aboutissent en pratique à une diminution du ratio tête-col.

b. Les situations cliniques à risque de luxation

Certaines situations sont particulièrement à risque de luxation comme la mise en place d'une prothèse totale de hanche après fracture du col fémoral.

i. Les arthroplasties de hanche après fracture du col fémoral

En 2005, Tarasevičius et al ⁽⁵²⁾ rapportent à propos de 135 prothèses totales de hanche pour fracture du col fémoral un taux de luxation de 10 % au cours de la première année post opératoire. Leur étude rejoint celle de Iorio et al ⁽⁵³⁾ qui, en 2001, dans une analyse des coûts et résultats du traitement des fractures du col fémoral, retrouvaient un taux de luxation de 10,7 %.

Pour Lee et al ⁽⁵⁴⁾ un taux de luxation de 10 % est retrouvé après traitement d'une fracture du col fémoral par prothèse totale de hanche. Il apparaît donc que la mise en place d'une arthroplastie totale de hanche après fracture du col fémoral s'accompagne d'un risque accru de survenue d'une luxation post opératoire.

ii. Autres facteurs d'instabilité liés au patient.

Selon Zwartele et al ⁽⁵⁵⁾, le rhumatisme inflammatoire présente un facteur de sur risque indépendant quant à la survenue d'une luxation après prothèse totale de hanche. Sur 410 arthroplasties (70 pour rhumatisme inflammatoire et 340 pour coxarthrose), ils retrouvaient un taux de luxation de 10 % dans les rhumatismes inflammatoires et de 3 % dans les coxarthroses. Les autres facteurs de risque indépendants retrouvés par une analyse multivariée étaient une malposition de la cupule avec une abduction supérieure à 55° et une antéversion excessive.

Pour Gregory et al, en 1991 ⁽⁵⁶⁾, on retrouve une amplitude de mouvement plus importante dans les prothèses totales de hanche mises en place après fracture du col fémoral si on les compare avec la population arthrosique. Cette augmentation atteint entre 10 et 16° dans chaque direction ce qui permet au patient d'atteindre une position dans laquelle la luxation peut survenir. Les sujets âgés présenteraient des chutes plus fréquentes et seraient également moins susceptibles de se souvenir des consignes concernant les positions à risque de luxation. De plus, les muscles sont fréquemment atrophiés ce qui participerait également au risque accru de survenue de luxation.

iii. Prothèse, tumeur et luxation.

La mise en place d'une arthroplastie de hanche pour traitement d'une tumeur de l'extrémité supérieure du fémur pose le problème d'une instabilité accrue. Pour Bosquet et al, en 1980 ⁽⁵⁷⁾, lors de la mise en place de prothèses massives pour

tumeur, une contention était nécessaire pendant 3 mois postopératoires pour assurer une fonction satisfaisante en diminuant le taux de luxation. Cette durée peut paraître longue en particulier lorsque la survie attendue est courte. Dans les reconstructions acétabulaires, Stark et al ⁽⁵⁸⁾ retrouvaient 5 luxations pour 12 patients soit 42% des patients traités avec scellement d'une cupule de Charnley avec un diamètre interne de 22,2 mm. En raison de ces taux élevés de luxations dans la chirurgie tumorale, Haentjens et al ⁽⁵⁹⁾ préconisaient d'utiliser des prothèses de type intermédiaire en l'absence d'invasion acétabulaire par la tumeur, afin de profiter de l'effet de la grosse tête pour limiter les luxations postopératoires. Schneiderbauer et al ⁽⁶⁰⁾ insistent sur l'importance de la conservation de l'insertion du moyen fessier et du grand trochanter. Lorsqu'une conservation du grand trochanter est possible sur le plan oncologique, le risque de luxation est 3,5 fois moindre que lorsqu'une conservation n'est pas possible. On retrouve cette notion de l'importance de la conservation d'un hauban fessier avec la technique de prothèse composite rapportée par Langlais et al ⁽⁶¹⁾ qui permet de redonner une continuité à ce hauban fessier en refixant le tendon du moyen fessier sur le moignon présent sur l'allogreffe. Avec cette technique, qui nécessite cependant de disposer d'allogreffes congelées de taille adaptée, ces auteurs ne déplorent aucune luxation sur 21 patients traités.

iv. Luxation après reprise de prothèses totales de hanche.

Par rapport aux arthroplasties de première intention, les reprises de prothèses totales de hanches sont associées à un risque accru de survenue d'une luxation post-opératoire. Pour Radcliffe et al, en 1999 ⁽⁶²⁾, le taux de luxation atteint 20 % dans les révisions de prothèses totales de hanche chez le sujet âgé. Les facteurs évoqués favorisant l'instabilité sont : la voie d'abord chirurgicale, l'antéversion des implants, les antécédents de chirurgie de hanche, les antécédents d'accident vasculaire cérébral et les antécédents d'infection. Champion et MacNally ⁽⁶³⁾ rapportent un taux de luxation de 50% après reprise de prothèses intermédiaires initialement mises en place pour fracture du col fémoral. Il est à noter que pour ces auteurs, le changement per opératoire d'une arthroplastie unipolaire par une arthroplastie totale de hanche pour motif d'instabilité s'est dans tous les cas suivi d'un échec de l'arthroplastie totale pour instabilité. Ces auteurs citent également Fender et al ⁽⁶⁴⁾ qui rapportent un taux de luxation global de 5 % après arthroplastie totale de hanche de Charnley dans un registre régional anglais.

Alberton et al, en 2002 ⁽⁶⁵⁾, ont tenté d'analyser les facteurs de risque associés à la survenue d'une luxation après reprise d'arthroplastie totale de hanche, en particulier en fonction des options thérapeutiques adoptées. Pour ces auteurs, la luxation est une cause majeure mais sous-estimée d'échec des reprises de prothèses totales de hanche. Des données ont été obtenues à partir de 1548 reprises de prothèses totales de hanche suivies sur une période minimale de deux ans ou jusqu'à ce qu'une luxation se produise. Les reprises pour motif d'instabilité ont été exclues de cette analyse. Les facteurs de risque de luxation, les options thérapeutiques ainsi que leur taux de succès ont été colligés. Le taux de luxation était de 7,4 % pour l'ensemble des 1548 reprises de prothèses totales de hanche. L'utilisation d'un insert à débord était associée à une diminution significative du taux de luxation après révision des composants fémoral ou acétabulaire. La présence d'une pseudarthrose du grand trochanter était un facteur de risque significatif de luxation ultérieure. Le recours à des têtes de 28 ou 32 mm de diamètre lors des reprises aboutissait à des prothèses plus stables que lors de l'utilisation de tête de 22 mm, en effet l'utilisation de tête de 22 était associée à une augmentation du risque de luxation par rapport aux têtes de 28 et 32 mm de façon significative. Sur les 103 luxations postopératoires traitées initialement de manière conservatrice, seules 36 n'ont pas présenté de nouvel épisode de luxation. Les 115 prothèses ayant présenté une luxation postopératoire ne différaient pas du reste de la population étudiée pour ce qui concerne l'inclinaison des composants acétabulaires. Contrairement aux prothèses de première intention, dans cette série de reprises, l'âge et le sexe n'ont pas été retrouvés comme des facteurs de risque significatif pour une luxation postopératoire. L'altération des tissus, en particulier musculaires, présente à la fois chez l'homme et chez la femme lors des reprises prothétiques est probablement un facteur qui supplante la différence entre les sexes. L'avantage que procure des têtes de grand diamètre par rapport aux têtes de 22,2 aboutit à une diminution du taux de luxation significative lorsque de grosses têtes sont utilisées en révision. Comme le rapportaient déjà Woo et Morray en 1982 ⁽⁶⁶⁾ dans les prothèses de première intention, après un premier épisode de luxation, un bon résultat peut être attendu dans les deux tiers des cas avec un traitement non chirurgical. Dans les révisions prothétiques, ce pourcentage est inversé avec seulement un tiers des hanches restant stable après un premier épisode de luxation traitée non chirurgicalement. Dans la majorité des cas il n'y a pas de cause évidente comme une malposition des

implants lors de la survenue d'une instabilité dans le cadre de la révision prothétique ce qui évoque avant tout le problème de tissus mous déficients. Avec l'introduction d'implant acétabulaire contraint, davantage de résultats favorables ont été reportés. Pour Alberton et al ⁽⁶⁵⁾, ce type d'implant mérite d'être pris en considération dans les révisions prothétiques en particulier si une révision bipolaire est prévue.

Griffin et al, en 2004 ⁽⁶⁷⁾, ont étudié les suites opératoires de 55 changements d'inserts effectués en raison d'une usure ou d'une ostéolyse. Avec un recul moyen de 30 mois, 6 patients sur 55 traités par un changement d'insert modulaire ont nécessité une réintervention. Le résultat de leur étude suggère que l'instabilité est la complication précoce la plus fréquente associée avec un changement de composant modulaire. De ce fait, les auteurs préconisent de privilégier une solution favorisant la stabilité, et en particulier un diamètre de tête accru même si elle doit se faire aux dépens de l'épaisseur de polyéthylène.

c. Luxation tardive après prothèses totale de hanche.

Si la littérature est riche quant au taux de luxation précoce après mise en place d'une arthroplastie totale de hanche, les données concernant la survenue de luxations plus tardives sont rares. Ces données sont cependant fondamentales car elles intègrent également les effets d'une éventuelle usure des composants dans la survenue d'une luxation. Von Knoch et al en 2002 ⁽⁶⁸⁾, ont étudié la survenue de luxations tardives après arthroplasties totales de hanche, afin de déterminer la prévalence de ces luxations tardives, d'en donner les caractéristiques démographiques ainsi que de mettre en évidence d'autres facteurs de risques associés à ces luxations tardives et d'en rapporter l'évolution. Entre 1969 et 1995, 19 680 prothèses totales de hanche de première intention ont été implantées sur 15 964 patients à la Mayo Clinic. Suivant un protocole de surveillance prospective, les patients ont été suivis régulièrement et spécifiquement questionnés quant à la survenue d'une luxation et à sa date de survenue. Les premières luxations survenant plus de cinq ans après l'intervention ont été définies comme des luxations tardives. 513 prothèses (2,6 %) des 19 680 hanches se sont luxées. Sur ces 513 prothèses, 165 (soit 0,8 % de la cohorte entière et 32 % des hanches ayant présenté une luxation) se sont luxées pour la première fois cinq ans ou plus après la mise en place de la prothèse. La médiane de survenue de ces luxations tardives était de 11,3 années (entre cinq et vingt-quatre ans) après l'intervention. Des luxations tardives étaient plus fréquentes que les luxations

précoces chez les femmes, les luxations tardives étaient associées à un âge plus jeune lors de la chirurgie index (en moyenne soixante-trois ans) que pour les luxations précoces (67 ans). Les facteurs cliniques associés aux luxations tardives comprenaient de précédents épisodes de subluxation sans luxation pour vingt patients, un épisode traumatique manifeste pour onze patients, ou encore la survenue de troubles cognitifs ou neurologiques marqués. Radiographiquement, les luxations tardives étaient associées à une usure du polyéthylène > 2 mm dans 18 cas, avec un descellement des implants et un changement de position dans huit cas, avec une malposition initiale de l'implant acétabulaire dans trente cas (antéversion négative ou supérieure à 30 °, abduction > 55 degrés). Les luxations tardives ont récidivé dans 90 cas soit 55 % des 165 hanches et ont été traitées chirurgicalement 55 fois soit 33 % des hanches avec une luxation tardive et 61 % des hanches avec une luxation récidivante.

d. Influence du positionnement des implants.

Biedermann et al, en 2005 ⁽⁶⁹⁾, ont étudié les effets des modifications de l'orientation de l'implant acétabulaire pour diminuer le risque de luxation après arthroplastie totale de hanche. L'antéversion et l'inclinaison de la cupule ont été mesurées sur 127 hanches ayant présenté une luxation post opératoire, comparées à un groupe contrôle de 342 patients. L'étude radiologique a été menée selon la technique EBRA (Einzel Bild Roentgen Analysis). Dans le groupe contrôle, les valeurs moyennes d'antéversion étaient de 15° et l'adduction 44°. Dans le groupe des patients ayant présentés une luxation post opératoire, ces valeurs étaient significativement différentes pour les patients ayant présenté une luxation antérieure (antéversion 17° et abduction 48°) ainsi que pour les patients ayant présenté une luxation postérieure (antéversion 11° et abduction 40°). Pour ces auteurs, une antéversion radiologique de 15° et une abduction de 45° présenteraient le risque minimal de survenue d'une luxation postopératoire.

Lewinnek et al, en 1978 ⁽⁴²⁾, rapportaient un taux de luxation de 3 % sur une série de 300 prothèses totales de hanche. Ils retrouvaient une association entre une augmentation de l'antéversion du composant acétabulaire dans le cas des luxations antérieures. Tous les patients avaient été opérés par voie postérieure. Ils ne retrouvaient pas en revanche dans cette série de corrélation entre l'orientation de la

cupule et une luxation postérieure. Cependant aucune des prothèses étudiées n'avait été implantée avec un composant acétabulaire rétroversé.

Coventry pour sa part ⁽⁷⁰⁾, observait fréquemment une rétroversion du composant acétabulaire dans les luxations postérieures. Pour Lewinnek ⁽⁴²⁾, si une rétroversion excessive peut entraîner une luxation postérieure, une orientation de ce qu'il décrit comme « la zone de sécurité » ne suffit pas à prévenir une telle luxation postérieure. La zone de sécurité qu'il décrit est comprise entre 15° d'antéversion, plus ou moins 10° pour la cupule et 40° d'inclinaison, plus ou moins 10°. Parmi les autres facteurs documentés favorisant la luxation après prothèse totale de hanche, Lewinnek cite le délai après chirurgie avec un risque maximal au cours de 30 premiers jours après la chirurgie et l'histoire chirurgicale avec un risque plus élevé pour les hanches ayant déjà fait l'objet d'un geste chirurgical antérieur.

Selon Morrey en 1992 ⁽⁷¹⁾, un mauvais positionnement est responsable d'environ un tiers de toutes les luxations. La corrélation entre la stabilité d'une prothèse totale de hanche et le diamètre de la tête est controversée. Dans son concept original, Charnley préconisait l'utilisation de têtes de petit diamètre 22 mm. Cependant, différentes tendances ont pris le jour au cours du temps vers l'utilisation de têtes de plus gros diamètre, de 26, 28 voire 32 mm.

Pour Callaghan et al en 2001 ⁽⁷²⁾ le risque de luxation est accru avec des têtes modulaires de 22,2 mm avec un taux de 13 % comparé au taux de 6 % obtenu avec des têtes de 28 mm.

Pour Morrey ⁽⁷¹⁾, les facteurs de risque d'instabilité après prothèse totale de hanche pouvaient être distingués entre les facteurs en rapport avec l'existence d'un impingement et les facteurs indépendants de l'existence d'un impingement. Parmi les facteurs en rapport avec l'existence d'un impingement, il décrivait notamment : le design de l'implant avec le diamètre de la tête, le rapport tête col et la longueur du col, le positionnement des implants, les éventuels impingements de structure osseuse ou aux parties molles, les ostéophytes, une latéralisation fémorale insuffisante ou encore l'interposition de ciment acrylique. Ces facteurs s'opposent aux facteurs indépendants de l'impingement et qui sont : la tension des parties molles, avec en particulier une diminution de l'offset global et une médialisation de la hanche, une avulsion des muscles abducteurs et du trochanter, des voies d'abord chirurgicales extensives et des désordres neurologiques.

e. Influence du couple de frottement

Clarke et al en 2003 ⁽⁷³⁾, ont analysé le rôle du couple de frottement à morphologie des implants égale pour ce qui concerne sa capacité à résister à la luxation. Dans un premier temps, les auteurs ont observé une différence significative du taux de luxation entre les patients opérés avec un couple métal - métal et ceux opérés avec mise en place d'un couple céramique - polyéthylène. L'implant fémoral utilisé et la cupule acétabulaire sans ciment étaient les mêmes pour les deux séries. Toutes les interventions avaient été menées par le même chirurgien par voie postérieure avec une même technique chirurgicale. Les deux groupes de patients ne présentaient pas de différence concernant l'âge, la taille, le poids, le sexe, le côté, la taille de l'implant fémoral et l'inclinaison du composant acétabulaire. Pour le couple métal - métal, le taux de luxation était de 0,9% avec un intervalle de confiance à 95% compris entre 0 et 2,7, alors que ce taux était de 6,4% avec un intervalle de confiance à 95% compris entre 2,3 et 10,5 pour le couple céramique - polyéthylène. Dans un deuxième temps, une étude in vitro analysait les forces de rétention alors que les implants étaient placés dans un liquide assurant la lubrification. Les forces de séparation ont été étudiées pour différentes vitesses. Pour le couple métal - métal, il existe une force résistante à la séparation quelle que soit la vitesse. Cette force augmente de façon significative entre 1 et 5 cm par seconde pour atteindre un maximum à 10 cm par seconde. La force résistante maximale observée était de 30 N. La force la plus faible observée l'était avec un couple polyéthylène - céramique à une vitesse de 1 cm par seconde. Quelle que soit la vitesse, la force la plus importante observée avec le couple céramique -- polyéthylène était inférieure à celle observée pour le couple métal - métal. La force maximale dans cette configuration était mesurée à 4,1 N pour une vitesse de 50 cm par seconde. A la même vitesse, le couple métal - métal présentait une force de séparation de 20,5 N. Pour les auteurs, le fait que le couple céramique - polyéthylène présente une décroissance linéaire de la force de rétention lorsque la vitesse diminue, implique que cette force serait largement due à la viscosité du film de lubrification. En revanche, cette force ne présente pas de décroissance linéaire dans le cas du couple métal - métal, ce qui pour les auteurs signifierait que ce sont des forces d'attraction ionique plus complexes qui seraient générées par le couple métal - métal. Cette force d'attraction ionique pourrait en partie s'opposer aux micro-séparations, rendues possibles en cas de faiblesse musculaire ou de laxité articulaire particulièrement lors de la phase de suspension du

pas. Les auteurs citent l'expérience de Dennis et al en 2001 ⁽⁷⁴⁾ qui observaient des micro-séparations lors de la phase de suspension du pas avec le couple métal - polyéthylène alors que cette séparation n'était pas observée avec un couple métal - métal.

Pour Clarke, cette expérience serait l'illustration de la force de succion propre au couple métal - métal qui présenterait de ce fait une meilleure tolérance à certaines malpositions mineures des composants, maintenant la stabilité de la tête fémorale dans l'acétabulum alors que d'autres couples de frottement ne le permettraient pas.

Bader et al, en 2004, ⁽⁷⁵⁾ ont rapporté les différences existantes entre l'usure de couple métal - polyéthylène et céramique - céramique vis à vis de la stabilité d'une prothèse totale de hanche. Ils ont étudié l'influence des différents couples de frottement sur l'amplitude de mouvement et la stabilité. En utilisant un banc d'essai, ils ont testé l'amplitude de mouvement jusqu'à impingement et l'amplitude de mouvement jusqu'à la luxation ainsi que le moment résistant s'opposant à la luxation de la tête. Le moment résistant maximal ainsi que l'amplitude de mouvement à l'impingement et à la luxation étaient clairement influencés par le positionnement des implants. De plus, la stabilité était modifiée par le dessin des implants alors que dans le cas d'un positionnement correct des implants, un changement du couple de frottement n'avait qu'un impact mineur. Lorsqu'ils ont été testés dans des conditions de lubrification, les couples céramique - céramique procuraient une stabilité moindre dans des conditions de positionnement défavorable en comparaison des couples métal - polyéthylène. C'est pourquoi, pour ces auteurs, le couple céramique - céramique ne devrait être employé que dans le cas d'un positionnement optimal des implants prévenant l'impingement et la luxation sous peine d'aboutir à des dégradations des matériaux comme la rupture d'implant ou la formation d'écaïlle d'alumine.

f. Le traitement de l'instabilité prothétique.

i. Les différents systèmes anti-luxation.

Callaghan et al, en 2004 ⁽⁷⁶⁾, ont rapporté leur expérience de l'utilisation du système tripolaire avec un implant acétabulaire contraint pour traiter l'instabilité prothétique. A dix ans de recul et pour 101 hanches traitées pour instabilité prothétique, le taux d'échec de cet implant était de 6 %, ils retrouvaient un taux d'échec de 7 % lorsque l'insert contraint était cimenté dans une cupule métallique sans ciment. A 4 ans de

recul, ils retrouvent 4 % d'échec. Pour ces auteurs, les implants tripolaires contraints permettent d'obtenir une stabilité des prothèses de hanche dans quasiment tous leurs cas d'instabilité intra ou post opératoire.

Amstutz et al, en 2004 ⁽⁷⁷⁾, ont rapporté leur expérience de l'utilisation d'une tête fémorale prothétique de grand diamètre pour prévenir et traiter l'instabilité après prothèse totale de hanche. Ils rapportent une expérience sur 140 hanches où une tête fémorale d'un diamètre égal ou supérieur à 36 mm a été utilisée. Pour des hanches traitées par mise en place d'une grosse tête pour problème d'instabilité, le taux de luxation post opératoire était de 13,7 %, ces échecs ayant nécessité une nouvelle révision complètement attachée à une mauvaise orientation de la cupule. Toutes les hanches ont été stables après révision de la cupule sans nécessité d'utiliser un implant contraint. Pour ces auteurs, une tête de grand diamètre procure un surcroît de stabilité.

Murray, en 2004 ⁽⁷⁸⁾, a rapporté les résultats des réinterventions pour instabilité prothétique de hanche. Pour cet auteur, les taux d'instabilité prothétique seraient de 3 % en chirurgie primaire et 10 % dans les révisions prothétiques. Pour les prothèses ne présentant pas d'anomalie d'orientation des pièces, ces instabilités pourraient être traitées avec succès dans 70 % par avancement du trochanter. La réorientation articulaire peut être obtenue par l'utilisation d'insert acétabulaire à débord ou d'inserts de réorientation, qui ont pu être utilisés avec succès à la fois pour diminuer le risque de luxation après chirurgie de première intention ou dans la chirurgie de reprise. Ce type d'insert a aussi été utilisé avec succès pour traiter l'instabilité prothétique spécialement lorsqu'une mauvaise orientation de la cupule est le problème principal. L'utilisation de tête fémorale de plus grand diamètre dans les limites de l'arthroplastie à faible couple de friction comme les têtes de 32 mm ne sont pas beaucoup plus stables que les têtes de 22. En revanche, lorsque le diamètre de la tête prothétique se rapproche du diamètre anatomique comme cela peut être le cas dans les prothèses bipolaires, il s'agit là d'un moyen efficace de traitement de l'instabilité dans plus de 90 % des cas. Actuellement, l'option la plus prisée est celle de l'utilisation d'implants contraints. Si selon Murray ⁽⁷⁸⁾ ces implants présentent de bons résultats à court terme dans plus de 90 % des cas, à plus long terme leur efficacité est mise en question, en particulier concernant une faillite de la fixation des implants.

Goetz et al, en 2004 ⁽⁷⁹⁾, ont rapporté les résultats à dix ans de l'utilisation d'implants acétabulaires contraints ⁽⁸⁰⁾, ⁽⁸¹⁾. L'étude portait sur 56 implants acétabulaires contraints mis en place en raison de luxation récidivante. Avec un recul moyen de dix ans, 7 % de ces hanches ont présenté un nouvel épisode de luxation ou une faillite mécanique du système, 5 % des implants fémoraux et 4 % des implants acétabulaires ont nécessité une révision en raison d'un descellement aseptique. Une autre hanche a nécessité une révision du fait d'une ostéolyse. L'auteur conclut que l'utilisation d'implants acétabulaires contraints procure des résultats durables à la survenue de nouvelles luxations. Il utilise ce type de système comme une solution alternative lorsqu'une autre solution a peu de chance de réussite.

Bader et al, en 2004 ⁽⁸²⁾, ont effectué une analyse expérimentale de la stabilité et de l'amplitude de mouvement en comparant 3 types d'inserts en polyéthylène : neutres, asymétriques ou contraints dans l'arthroplastie totale de hanche. Ils concluent que lorsque la tension des tissus mous est insuffisante, l'utilisation d'inserts contraints pourrait permettre d'augmenter la stabilité. Cependant, si l'on compare les inserts contraints à des inserts avec élévation, les inserts contraints ont une amplitude de mouvement avant impingement très diminuée. Il peut s'ensuivre une usure accrue du matériel prothétique mais également une augmentation des contraintes en cisaillement à l'interface os prothèse. Aussi ces auteurs ne recommandent l'utilisation d'inserts contraints que dans des cas exceptionnels.

Bourne et Mehin, en 2004 ⁽⁸³⁾, ont proposé un algorithme de traitement en cas d'instabilité de prothèse totale de hanche. Devant une prothèse totale de hanche instable, ils préconisent :

- en cas de malposition d'un des implants, la révision et la réorientation de celui-ci,
- lorsque les implants sont bien positionnés, de rechercher l'existence d'un impingement. Lorsque celui-ci est présent, ils préconisent un changement modulaire : soit le recours à une tête plus grosse soit l'utilisation d'un polyéthylène antéversé ou latéralisé ou à débord,
- en cas de déficience des abducteurs, celle-ci peut être due soit à une laxité qui peut être traitée par l'utilisation d'un col long ou par avancement du grand trochanter. Le déficit peut également être le fait d'une pseudarthrose du grand trochanter qui nécessite alors une refixation. Lorsqu'il s'agit d'une diminution du tonus des abducteurs de hanche, le traitement peut être soit le recours à des implants comportant une grosse tête ou des implants contraints.

ii. La double mobilité.

Béguin et al ⁽⁸⁴⁾ ont présenté les résultats du traitement de l'instabilité de prothèse totale de hanche par la mise en place d'un implant acétabulaire à double mobilité. Ils obtenaient un taux de récurrence inférieur à 5% avec le changement isolé de l'implant acétabulaire, même lorsqu'il existait une anomalie de positionnement de l'implant fémoral.

2. Caractérisation d'un système en terme de risque luxant : la distance AB.

Que se passe-t-il sur un plan physique au moment de la luxation ? La luxation peut résulter de deux mécanismes. La luxation peut résulter d'une décoaptation, principalement lorsqu'il existe une faiblesse des parties molles autour de la hanche prothétique. La luxation peut aussi résulter d'un effet de levier volontiers nommé effet came où il existe un contact soit entre l'implant fémoral et l'implant acétabulaire soit entre le fémur osseux et le bassin. Quel que soit ce mécanisme, l'état à la limite de la séparation est identique. Cet état à la limite de la séparation peut-être caractérisé par la distance parcourue par un point de l'implant fémoral entre la position de repos et cette position limite. Plus la distance à parcourir est importante, moins la prothèse est susceptible de se luxer. Cette distance à parcourir peut donc servir à caractériser un couple prothétique en termes de risque luxant. Massé et Wagner ont exprimé la distance AB à parcourir pour passer de la position de repos à la position limite de séparation comme une fonction du diamètre de la tête, de la profondeur de la cupule et du degré d'inclinaison de la cavité acétabulaire sur l'horizontale. Son expression a la formule suivante :

$$\overline{AB} = R \times \sqrt{2 \times (1 - \cos\alpha)}$$

La distance AB augmente lorsque le diamètre du cotyle augmente. La distance AB diminue lorsque l'inclinaison augmente (figure 12).

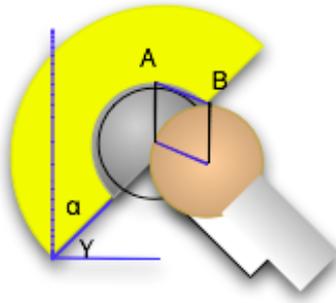


Figure 12
La distance AB caractérise un système en termes de tendance à la luxation

3. Applications numériques.

Dans le cas des implants à double mobilité, le diamètre intérieur des inserts en polyéthylène ne modifie pas la distance AB. C'est le diamètre extérieur des inserts qui importe. Par rapport à une tête de 32 mm, même les plus petits cotyles à double mobilité ont une distance AB supérieure, c'est-à-dire un risque luxant inférieur.

Ainsi, pour un implant acétabulaire incliné à 45 degrés, la distance AB à parcourir est de 14,7 mm pour une prothèse classique avec une tête de 28 mm ; cette distance AB et de 27,2 mm dans le cas d'un cotyle à double mobilité avec un diamètre de 53 mm, la distance à parcourir est quasiment doublée (Figure 13).

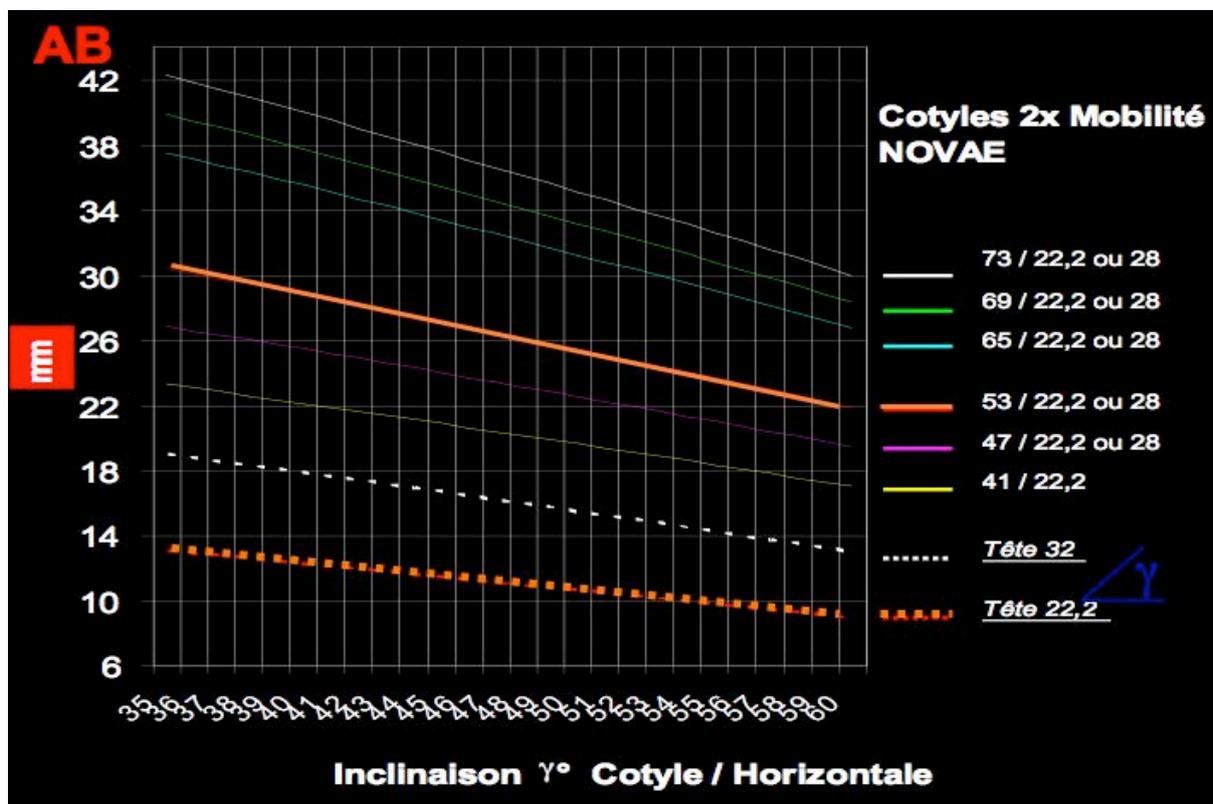


Figure 13.

La distance AB en mm pour différents modèles d'implants : tête 22,2 mm, tête 32 mm et double mobilité. Evolution en fonction de l'inclinaison de la cupule sur l'horizontale.

Pour un positionnement des implants identiques, il est possible de classer les différents systèmes à disposition en termes de risque luxant grâce à la distance à parcourir AB. Pour un diamètre du cotyle de 52 mm, le système Durom est celui qui outre le système à double mobilité procure la tête prothétique de plus gros diamètre.

(Figure 14).

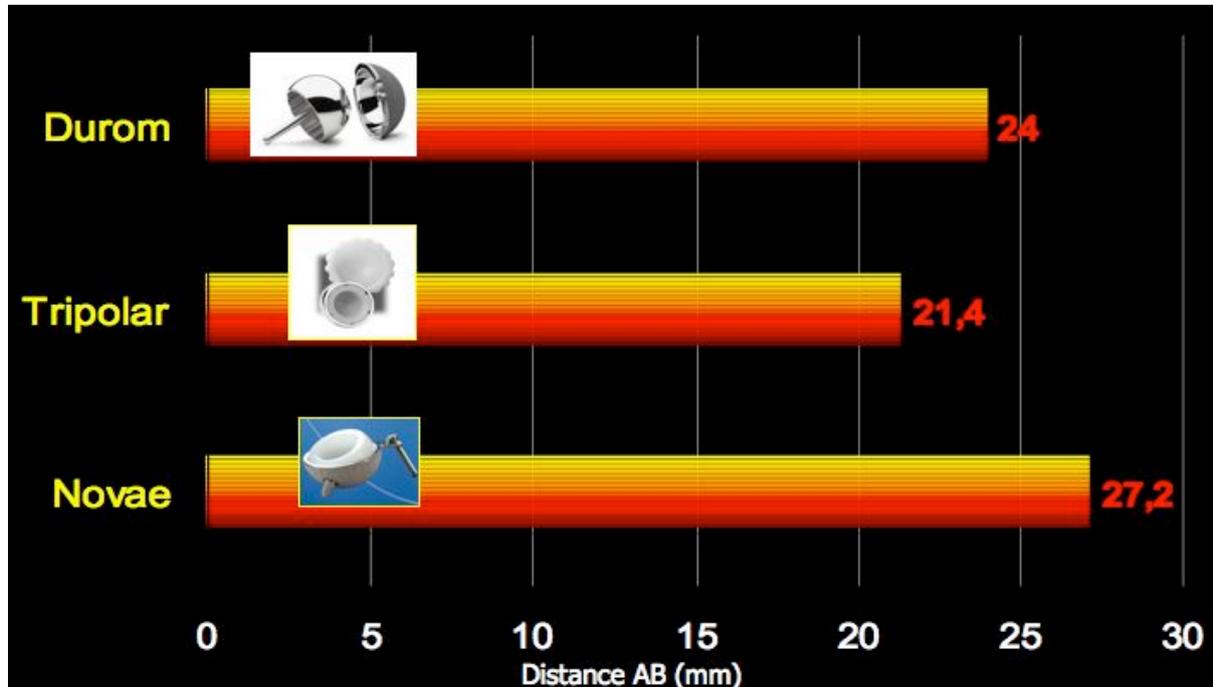


Figure 14.

Distance AB pour différents systèmes à grosse tête : Durom 52 mm, tête 46 mm ; Tripolar 52 mm, tête 41 mm ; Novae 53, insert 47 mm.

Cependant du fait d'une profondeur de cupule inférieure puisqu'elle ne dépasse pas l'hémisphère, la distance AB reste inférieure au système à double mobilité.

Conclusion.

Le système à double mobilité, parmi les différents systèmes de prothèses totales de hanche disponibles, est celui qui, par sa géométrie originale et pour un diamètre extérieur donné, procure la plus grande distance avant séparation, justifiant son utilisation dès lors que le problème de la stabilité d'une arthroplastie est au premier plan.

III. Résultats cliniques des implants à double mobilité

L'utilisation des prothèses totales de hanche à double mobilité en pratique clinique permet de poser deux problèmes. Premièrement quelle est la survie des prothèses à double mobilité en comparaison des autres systèmes disponibles ? Cette étude de la survie permet de quantifier les complications affectant une cohorte de prothèses et de dépister d'éventuelles complications propres à ce système. Deuxièmement, l'utilisation d'un système visant à augmenter la stabilité des prothèses totales de hanche ne s'accompagne-t-elle pas d'un surcroît d'usure ?

A. Courbes de survie

L'étude de la survie d'une cohorte de prothèses consécutives mises en place dans le service a pu être menée dans notre équipe. Elle a fait l'objet d'une thèse de médecine ⁽⁸⁵⁾. Nous avons étudié la survie à 10 ans d'une cupule à double mobilité non cimentée. L'étude a été réalisée de manière rétrospective sur une série continue et homogène par la nature des implants et de la population étudiée.

1. Matériel et méthode

Notre étude comporte la revue à 10 ans d'une série comprenant 106 prothèses consécutives implantées chez 90 patients dont 16 cas bilatéraux. Cette série continue a été réalisée d'octobre 1993 à mars 1994. Elle est homogène car tous les patients ont le même type d'implant et ont bénéficié d'une chirurgie de première intention. L'âge moyen lors de l'implantation était de 56 ans [23 ; 87]. La série comprenait 47 femmes et 43 hommes. 12 décès sont survenus dans ces 10 années, mais on ne compte qu'un seul perdu de vue. Selon la classification de Charnley il y avait 65 patients de type Charnley A, 21 Charnley B, 4 Charnley C. Nous n'avons retenu que des arthroplasties de première intention sur coxarthrose primitive ou secondaire en excluant les prothèses sur fractures du col fémoral et les reprises. Les étiologies se répartissaient en : 73 coxarthroses primitives, 11 coxarthroses secondaires (séquelles d'épiphysiolyse, arthroses post traumatiques...), 16 dysplasies de stade 1 et 2 de Crowe ⁽⁸⁶⁾ et 6 ostéonécroses aseptiques de la tête fémorale.

Les interventions ont été réalisées dans une salle d'opération conventionnelle par l'ensemble des chirurgiens seniors du service (quatre chirurgiens), toujours par une voie postéro latérale de Moore. Les suites opératoires ont été classiques avec un lever précoce avec appui immédiat et une sortie à 8-10 jours.

Les implants utilisés ont toujours été les mêmes : une cupule double mobilité de type NOVAE-1[®] de la société SERF ; cette cupule de géométrie cylindro sphérique échancrée, de 3 mm d'épaisseur était en acier inoxydable et sa surface extérieure était revêtue d'alumine poreuse. L'alumine était fixée par projection plasma réalisant une micro porosité. Cette cupule était implantée sans ciment et avec un press-fit de 1 mm. La stabilité primaire de cette cupule dit tripode était obtenue par un effet press-fit et par deux plots d'ancrage impactés, solidarités à la cupule par un cône morse (un dans l'ischion et un autre dans la branche iliopubienne) et une vis supérieure d'amarrage (vis de diamètre 4,5 mm, bicorticale, orientée à 45 degrés, se fixant dans l'ilion).

L'insert mobile permettant la double articulation entre le métal back et la tête était en polyéthylène UHMWPE, rétentif et il était donc impacté en force sur la tête. Les têtes en chrome cobalt étaient toutes de diamètre 22,2 mm. L'implant développe ainsi une petite mobilité entre la tête prothétique et la concavité de l'insert en polyéthylène et une grande mobilité entre la convexité de l'insert et la concavité polie de la cupule. Les tiges étaient toutes des tiges vissées de type Profile-1[®] (société SERF) ; elles étaient en alliage de titane et revêtues d'alumine.

L'ensemble des patients a été suivi cliniquement et radiologiquement dans le service, en moyenne tous les 2 à 3 ans. Tous les patients ont été reconvoqués et nous avons ainsi pu réaliser une évaluation clinique à 10 ans selon le score de Postel Merle d'Aubigné ⁽⁸⁷⁾.

Radiologiquement nous disposons toujours d'une radio de bassin de face et de profil à 10 ans sur lesquelles nous avons recherché la présence de liserés, de géodes ou d'ostéolyse au niveau cotyloïdien ainsi que des signes d'ostéolyse au niveau du calcar. L'ossification ectopique a été classée selon Brooker ⁽⁸⁸⁾. Nous avons évalué le positionnement frontal de la cupule au dernier recul.

Ainsi nous avons étudié la survie à 10 ans par une méthode actuarielle décrite par Lettin *et al* ⁽⁸⁹⁾ avec un intervalle de confiance à 95%. Nous avons pris comme définition de l'échec la reprise chirurgicale du métal back pour cause aseptique.

2. Résultats

A 10 ans, le score de Postel Merle d'Aubigné était à $15,8 \pm 0,8$, avec 55 hanches dont la cotation était supérieure à 16 et 6 hanches dont la cotation était inférieure à 15. Le score préopératoire était de $7,1 \pm 0,4$.

Les cupules utilisées avaient un diamètre médian de 49 mm [41 ; 59]. Les cols se répartissaient en 65 cols moyens, 39 cols courts et 2 cols longs.

Radiologiquement l'étude à 10 ans portait sur 93 hanches. 2 hanches présentaient un liseré cotyloïdien isolé en zone 3 de DeLee et Charnley⁽⁹⁰⁾. 11 hanches montraient une atrophie sévère du calcar et 2 hanches des signes objectifs de stress shielding, il n'a jamais été observé de granulome autour de la tige à 10 ans. Aucune hanche ne montrait de signes majeurs d'ostéolyse, cependant dans 10 cas on retenait des signes d'ostéolyse modérée, toujours localisée autour des plots d'ancrage et de la vis d'amarrage.

L'étude des ossifications ectopiques postopératoires selon la méthode de Brooker au plus long recul montrait : 3 (3,2%) PTH classées stade IV de Brooker, 1 (1,1%) stade III et 12 (12,9%) PTH stades I et II. Pour le positionnement de la cupule, l'inclinaison moyenne à dix ans de la cupule était de 46,87 degrés.

Au cours du suivi nous avons mis en évidence deux bascules de la cupule dont une avec rupture de la vis d'amarrage. Elles correspondaient aux deux descellements aseptiques purs de la série.

Cliniquement, il n'y avait pas de luxation prothétique dans cette série à 10 ans d'évolution.

L'étude des complications survenues durant les 10 années de suivi a montré 2 infections profondes ; une infection profonde est survenue chez un sujet immunodéprimé dans le cadre d'un sida, et a nécessité l'explantation bipolaire des implants. Ce patient a été réimplanté par une cupule à double mobilité après six mois d'antibiothérapie. Une autre infection profonde dans les 45 premiers jours post-opératoires a été traitée par un simple lavage chirurgical.

Sur le versant acétabulaire les complications étaient au nombre de 5 au cours des 10 premières années.

Deux patientes ont présenté un descellement acétabulaire aseptique. Ces descellements sont survenus à cinq et sept ans d'évolution et ces deux patientes étaient âgées de 22 et 29 ans lors de la mise en place de l'implant. Deux patients ont présenté des luxations intra prothétiques à sept et neuf ans d'évolution. Ces luxations

intra prothétiques sont dues à la faillite par usure du listel de rétentivité en polyéthylène de la tête prothétique. Elles ont nécessité des reprises acétabulaires car une métallose importante témoignant d'un contact entre la tête et le métal back s'était développée. Ces deux patientes ont été reprises par une cupule à double mobilité.

Un patient a été repris pour une usure importante du polyéthylène (sans luxation intra prothétique). Devant l'aggravation des signes d'ostéolyse un changement de la cupule et du couple de frottement a été réalisé à titre systématique.

D'autres complications sont survenues mais n'ont pas nécessité de reprise de la cupule : trois fractures du grand trochanter per-opératoires ont été traitées par cerclages et deux dévissages précoces de tiges à deux mois ont nécessité un changement de l'implant fémoral.

En matière de survie, après une analyse selon la méthode actuarielle et en prenant comme définition de l'échec la reprise chirurgicale du métal back pour cause aseptique, le taux cumulé de survie à dix ans était de 94,6% [92,2% ; 97%] avec un intervalle de confiance supérieur à 95% (*figure 15*).

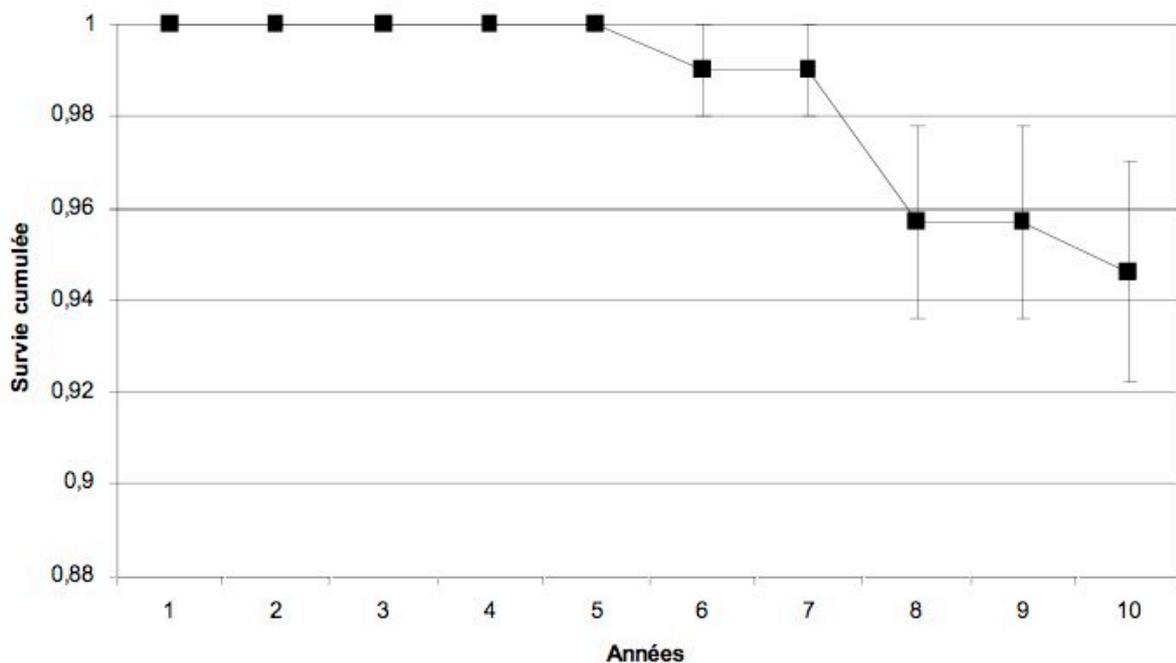


Figure 15.

Survie à 10 ans de 106 cupules à double mobilité Novae-1 en face d'une tige Profile. Intervalle de confiance à 95%.

En isolant la sous-population des patients âgés de moins de 50 ans lors de l'implantation soit 46 patients, on obtient un taux de survie à 10 ans de 90,7% [86,3% ; 95,1%] avec un intervalle de confiance supérieur à 95% (figure 16). En isolant alors la sous-population des patients âgés de plus de 50 ans lors de l'implantation soit 44 patients, le taux cumulé de survie passe à 98% [96% ; 100%] avec un intervalle de confiance supérieur à 95% .

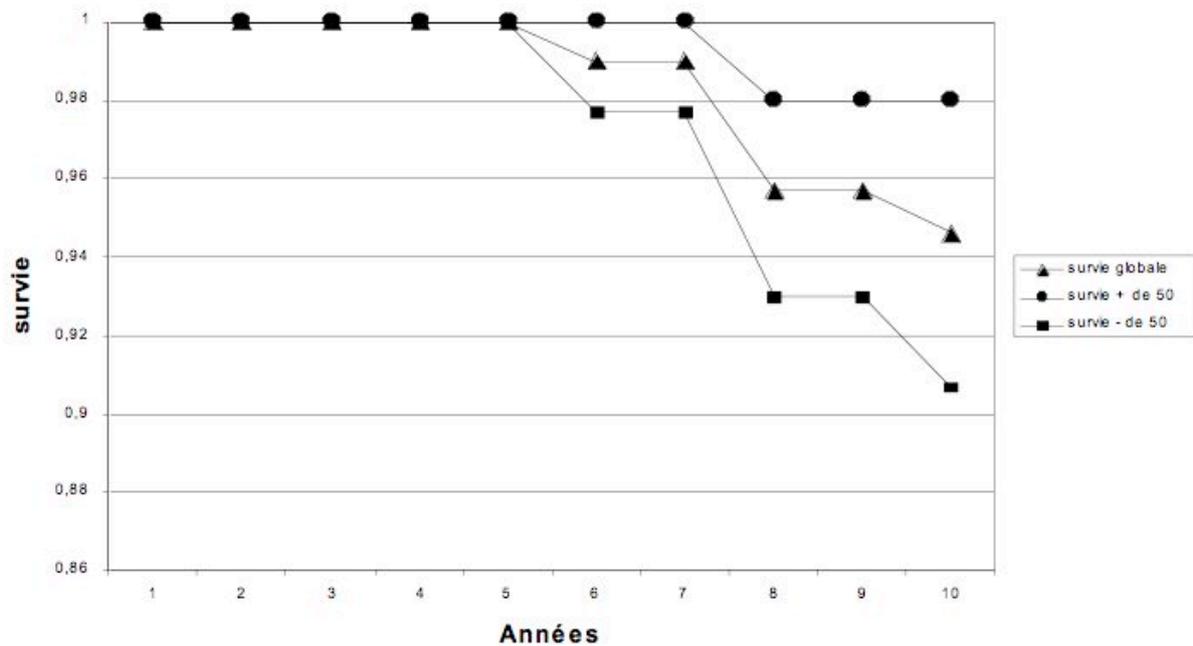


Figure 16.

Survie à 10 ans de 106 cupules à double mobilité Novae-1 en face d'une tige Profile en fonction de l'âge lors de l'implantation. Intervalle de confiance à 95%.

En utilisant le test du Logrank il n'a pas été retrouvé de différence statistiquement significative entre la survie de ces 2 sous groupes, du fait d'un effectif trop faible.

3. Discussion

La cupule Novae-1 double mobilité non cimentée présente un taux de survie cumulé à 10 ans comparable aux autres grandes séries de la littérature. Ce principe de fixation à trois points mis au point par Bousquet est très stable face aux contraintes d'arrachement et de rotation. Le taux de survie de la cupule à 10 ans est de 92,4% pour la cupule cimentée de Charnley⁽⁹¹⁾, de 92,5% à 99% de survie à 10 ans pour la cupule de type Harris-Galante 1 selon Cruz-Pardos *et al.*⁽⁹²⁾, et selon Della Valle *et al.*

⁽⁹³⁾ et de 99% de survie à 10 ans pour la série des cupules de Karl Zweymüller rapportée par Delaunay *et al* ⁽⁹⁴⁾.

La double mobilité n'influence donc pas la fixation précoce de la cupule et ne semble pas non plus augmenter le taux d'échec de fixation à long terme. Nous avons considéré comme événement pour définir la courbe de survie la reprise du métal back pour cause aseptique, c'est-à-dire 2 cas de reprise imposée du métal back pour descellement aseptique et 3 cas de reprise de sécurité du métal back (1 usure avec ostéolyse et 2 cas de luxations intra prothétiques). Cette attitude de sécurité n'est pas admise par toutes les équipes ; Lecuire sur 7 luxations intra-prothétiques n'a changé qu'une fois la cupule ⁽⁹⁵⁾. Ce changement systématique de sécurité de la cupule vient affaiblir notre courbe de survie qui obtiendrait le taux de 98,2% à dix ans si l'on ne considérait que les reprises imposées pour descellement aseptique avéré, qui est le critère habituellement pris en compte.

Notre série ne rapporte aucun cas d'instabilité prothétique à court et long terme. Ce point précis est déterminant dans le choix de la double mobilité. Dans les grandes séries de la littérature le taux de luxation précoce est considéré comme étant le taux de luxation survenant dans les deux premiers mois post opératoires, c'est-à-dire pendant la période de cicatrisation des parties molles. Ce taux est très variable : Hutten ⁽⁹⁶⁾ en 1996 le situe dans sa conférence d'enseignement de la SOFCOT entre 2 et 5%. Mais le taux global d'instabilité prothétique avec 10 ans de recul comprenant donc les instabilités prothétiques précoces et tardives liées à l'usure est nettement supérieur à ce taux précoce et n'est que rarement rapporté dans la littérature. Ainsi pour Berry *et al* ⁽⁴⁹⁾ ce taux dépasse 12% à 10 ans pour les prothèses totales de hanches comportant une tête de 22,2 mm de diamètre implantées par voie postérieure. La publication de taux de luxation en période postopératoire précoce minimise le véritable impact négatif de la luxation prothétique sur les taux de survie des séries. Sachant de plus que la luxation prothétique récidivante est la première cause de reprise chirurgicale après 70 ans ⁽⁹⁷⁾ ceci trouble l'interprétation des études comparatives entre les séries. Notre série, sans épisode d'instabilité montre bien l'intérêt de la double mobilité qui apparaît donc comme une technique fiable permettant d'éviter la survenue de luxations. Cette technique apparaît ainsi comme l'arthroplastie de choix pour les patients présentant un risque élevé d'instabilité prothétique.

Pour évaluer ce risque luxant il faut bien considérer les facteurs de risques liés au patient (âge élevé, troubles neurologiques, éthylisme, troubles cognitifs, faible compliance aux consignes post opératoires...) et ceux liés au contexte de l'intervention chirurgicale (chirurgie tumorale délabrante, désarthrodèse-prothèse, reprise chirurgicale).

L'évolution de la double mobilité chez certains patients peut être marquée par la survenue d'une luxation intra prothétique ; en effet du fait des chocs répétés par le col sur le bord du polyéthylène, le listel de rétentivité se dégrade et la tête prothétique peut donc se décoapter et être expulsée.

C'est le cas pour deux de nos patients qui ont présenté cette complication à sept et neuf ans d'évolution. La tête en chrome cobalt va progressivement se rapprocher de la concavité du métal back et à terme rayer celui-ci et provoquer, en cas de prise en charge tardive, une métallose plus ou moins étendue. De nombreux facteurs semblent favoriser ce phénomène ; il y a tout d'abord le rapport tête/col, mais aussi la grande taille de la cupule qui est corrélée à un risque élevé de luxation intra prothétique ⁽⁹⁸⁾. La luxation intra prothétique est donc une complication spécifique de la double mobilité. Son traitement obligatoirement chirurgical est généralement simple s'il est réalisé de manière précoce ⁽⁹⁵⁾. Ce traitement, si l'incident est récent, consiste à changer le polyéthylène afin de restituer une rétentivité efficace. Cependant nous conseillons un changement systématique de sécurité de la cupule dès lors qu'il existe un délai entre la survenue de l'incident et sa prise en charge chirurgicale.

Notre série, continue et homogène permet ainsi pour la première fois de donner un taux fiable de luxation intra prothétique à 10 ans qui est donc de 2% en regard d'une tige fémorale de type Profile-1®.

De plus le taux de survie à 10 ans de cette cupule double mobilité chez les moins de 50 ans est de 90,7%. Pour cette raison nous ne préconisons pas l'utilisation de la double mobilité à titre systématique chez les patients de moins de 50 ans actifs. Ceci doit être rediscuté chez les jeunes à très faible activité et chez les patients à très haut risque d'instabilité.

Conclusion.

Une série de 106 prothèses totales de hanche à double mobilité a fait l'objet d'un suivi avec revues intermédiaires tous les deux ans. L'ensemble des patients a pu être revu à plus de dix ans de recul. La série était homogène en

terme d'implants. Il s'agissait dans tous les cas d'un implant acétabulaire de type Tripode de la société SERF, en acier inoxydable avec revêtement d'alumine et une fixation assurée par deux plots, pubien et ischiatique, et une vis iliaque. Toutes les têtes avaient un diamètre de 22,2 mm. L'implant fémoral appartenait dans tous les cas à la série Profile de la société SERF. Il était en alliage de titane avec un diamètre de col de 13 mm. Au cours du suivi, les complications ont consisté en deux descellements acétabulaires purs, une nécessité de reprise pour usure importante de l'insert en polyéthylène et deux reprises pour luxation intra-prothétique. À dix ans, le taux de survie actuarielle globale de l'implant acétabulaire était de 94,6 %. Il est à noter qu'aucun des patients de cette série n'a présenté d'épisodes d'instabilité prothétique. Pour ce modèle, le taux de luxation intra-prothétique à dix ans était de 2%. Il s'agit là d'une complication spécifique des prothèses à double mobilité. Pour ce modèle ce type de complication survenait aux alentours de la huitième année après l'implantation. Si l'on isole la sous-population des patients de plus de cinquante ans ce qui représente 44 patients, le taux cumulé de survie à dix ans est de 98% [96% ; 100%], avec un intervalle de confiance supérieur à 95%.

B. Usure des implants à double mobilité

Nous avons cherché à évaluer de façon objective les caractéristiques d'usure du polyéthylène sur des implants ayant fonctionné in vivo. En effet, il semble licite de préciser si l'amélioration de la stabilité ne s'accompagne pas d'un surcroît d'usure.

1. Matériel et méthodes.

Critères d'inclusion.

Tous les implants analysés avaient été mis en place entre avril 1981 et septembre 1992 et explantés dans le même centre (Centre d'Orthopédie et Traumatologie, CHRU de Saint-Etienne). Seuls ont été pris en compte les implants ayant eu une durée de fonctionnement supérieure à trois ans. Ce seuil de trois ans permet de s'affranchir des implants fonctionnant très anormalement. De plus, l'usure observée sur une durée plus brève pourrait être masquée par les tolérances de fabrication et les incertitudes de mesure. Les implants ayant subi un traitement thermique après l'explantation (restérilisation) n'ont pas été pris en compte du fait des

modifications dimensionnelles que peut entraîner un tel traitement thermique.

L'usure est selon Schmalzried et al essentiellement fonction de l'activité ⁽⁹⁹⁾. Les implants provenant de patients âgés de plus de 80 ans à l'implantation n'ont pas été pris en compte. En effet, le grand âge s'accompagnant fréquemment d'une diminution de l'activité du sujet, l'étude de pièces provenant de sujets ayant une activité réduite pourrait être anormalement faible.

Les patients.

Les données concernant les patients étaient obtenues à partir du dossier médical, de façon rétrospective. Les patients se répartissaient en 21 femmes pour 19 hommes. Lors de l'implantation prothétique, l'âge moyen était de 46 ans, avec des extrêmes compris entre 19 et 76 ans. Deux tiers des patients étaient considérés comme actifs lors de l'implantation et un tiers était sédentaire. Pour 15% des patients, l'activité pratiquée était intense (sport ou agriculture). Douze prothèses sur 40 avaient été implantées dans le cadre d'une reprise prothétique. Pour les implantations de première intention, le diagnostic étiologique comportait 9 coxarthroses, 9 ostéonécroses aseptiques, 3 fractures du col fémoral, 3 luxations congénitales de hanche, 2 rhumatismes inflammatoires, une séquelle d'épiphyse de hanche et une désarthrodèse prothèse. L'indication du recours à des implants à double mobilité ne reposait pas sur un risque potentiellement accru de luxation, en effet jusqu'en 1998 ces implants étaient utilisés dans le service de façon quasi exclusive pour toutes les arthroplasties totales de hanche. La durée moyenne de service était de 8 ans (96 mois), avec des extrêmes compris entre 36 et 186 mois.

Les motifs de reprise chirurgicale ayant conduit à la dépose et à l'analyse des inserts en polyéthylène figuraient dans le dossier médical ou le compte-rendu opératoire .

Il s'agissait dans 13 cas d'une luxation intra prothétique de l'insert en polyéthylène ; 8 fois cette luxation intra-prothétique était isolée et 5 fois un descellement acétabulaire y était associé. Dans 16 cas il existait un descellement acétabulaire isolé, dans 5 cas un descellement fémoral isolé, dans un cas un descellement bipolaire, dans 2 cas une infection sur prothèse, dans 2 cas une fracture de l'implant fémoral et dans un cas une instabilité avec luxation récidivante liée à une pseudarthrose du grand trochanter.

Motif de dépose de l'insert	Nombre
Luxation intra prothétique	13
isolée	8
avec descellement acétabulaire	5
Descellement acétabulaire isolé	16
Descellement bipolaire	1
Descellement fémoral isolé	5
Infection	2
Fracture d'implant fémoral	2
Instabilité avec pseudarthrose du grand trochanter	1

Tableau III.

Répartition des inserts selon le motif de dépose.

Les implants.

L'étude des caractéristiques de l'usure du polyéthylène a été menée sur 40 inserts en polyéthylène à double mobilité explantés dans le service. La double mobilité met en relation trois composantes: a) une cupule métallique de faible épaisseur à concavité sphérique. Dans cette étude, il s'agissait dans 4 cas de cupules en alliage de titane et dans 36 cas de cupules en acier 316L. La fixation de la cupule était dans tous les cas assurée par 2 plots, l'un ischiatique et l'autre pubien, et une vis de diamètre 4,5 mm insérée dans l'ilion à travers une patte de fixation située à la partie supérieure de la cupule. Toutes les cupules métalliques étaient revêtues d'une couche d'alumine déposée à l'aide d'une torche à plasma. b) un insert en polyéthylène de haut poids moléculaire parfaitement sphérique à l'extérieur et dont l'intérieur accueillait la tête fémorale. L'entrée de l'insert était plus petite que le diamètre de la tête afin d'en assurer la rétention. Les deux mobilités, externe et interne, étaient concentriques. c) la tête fémorale.

Tous les polyéthylènes étudiés provenaient de prothèses à composant fémoral modulaire, avec deux différents dessins d'embase : trente-deux de ces embases étaient en acier inoxydable avec un diamètre du col de 16 mm, les huit restantes étaient en alliage de titane avec un diamètre du col de 13 mm. Tous les polyéthylènes étudiés avaient un diamètre intérieur destiné à contenir une tête en acier inoxydable de 22,2 mm de diamètre.

Pour pouvoir être analysés, les inserts en polyéthylène ne devaient pas avoir subi de restérilisation à chaud après la décontamination. La tolérance en sortie d'usine était de $\pm 0,05$ mm pour tous les inserts. Ces inserts, de même que

l'ensemble des composants des prothèses avec lesquels ils étaient assemblés, provenaient du même manufacturier (société SERF). Tous les inserts en polyéthylène étudiés avaient été usinés par le manufacturier à partir de barres de polyéthylène de haute densité. Pour tous ces inserts, il s'agissait de polyéthylène UHMWPE d'un poids moléculaire égal à $4,5 \cdot 10^6$ g/mol avec une densité $0,93 \text{ g/cm}^3$. La stérilisation avait été assurée par rayons gamma sous air à 25 kGray.

L'épaisseur minimale de polyéthylène des inserts à l'implantation était de 6,3 mm pour le plus petit diamètre utilisé (cupule de diamètre 41 mm). L'épaisseur maximale de polyéthylène était de 16,3 mm pour un métal back de 61 mm.

Diamètre extérieur de la cupule (mm)	Epaisseur de polyéthylène (mm) ($\pm 0,05$)	Effectif
41	6,3	3
43	7,3	3
45	8,3	7
47	9,3	2
49	10,3	4
51	11,3	8
53	12,3	5
55	13,3	4
57	14,3	3
59	15,3	0
61	16,3	1
Total		40

Tableau IV.

Répartition des inserts analysés en fonction de l'épaisseur de polyéthylène lors de l'implantation.

Méthode de mesure

L'analyse des inserts en polyéthylène a comporté une analyse macroscopique, la mesure des modifications dimensionnelles de la concavité ainsi que la mesure des modifications dimensionnelles de la convexité. La mesure des modifications dimensionnelles a été réalisée en accord avec la norme ISO 4291 : 1985 relative aux méthodes d'évaluation des écarts de circularité et à la mesure des variations de rayon.

Analyse macroscopique : l'analyse macroscopique portait essentiellement sur la recherche de stries d'usinage à la convexité de l'insert. Elle comportait également une appréciation macroscopique de l'aspect de la collerette de rétentivité qui était classée en usée et non usée.

Mesure des modifications dimensionnelles de la concavité :

Le diamètre et la sphéricité des inserts ont été déterminés à l'aide d'une machine à mesurer tridimensionnelle BHN 706, équipée d'une tête de mesure PH9, d'une sonde TP2 et d'un stylet de diamètre 4 mm (société Mitutoyo America Corporation). Cet appareillage, raccordé à la chaîne d'étalonnage nationale, présentait une incertitude de mesure de 5 μm en plus ou en moins. Pour l'étude de la concavité, les inserts ont été orientés comme représenté (Figure 16). La position de 85 points distribués à l'intérieur de l'insert a ainsi été déterminée avec une incertitude de mesure de $\pm 5 \mu\text{m}$. Dans des plans parallèles au plan XY, 3 séries de 16 points, chacun également réparti sur 360° ont été mesurés, respectivement pour $Z = \cos 90^\circ$, $Z = \cos 120^\circ$ et $Z = \cos 150^\circ$. Dans des plans orthogonaux au plan XY, 4 séries de 9 points, chacun également réparti sur 180° ont été mesurées, en partant respectivement de $X = \cos 0^\circ$, $X = \cos 45^\circ$, $X = \cos 90^\circ$ et $X = \cos 135^\circ$. Enfin la position du pôle de l'insert a été déterminée. L'usure interne et le défaut de forme ont été calculés à partir du diamètre théorique fourni par le manufacturier et en utilisant la méthode des moindres carrés.

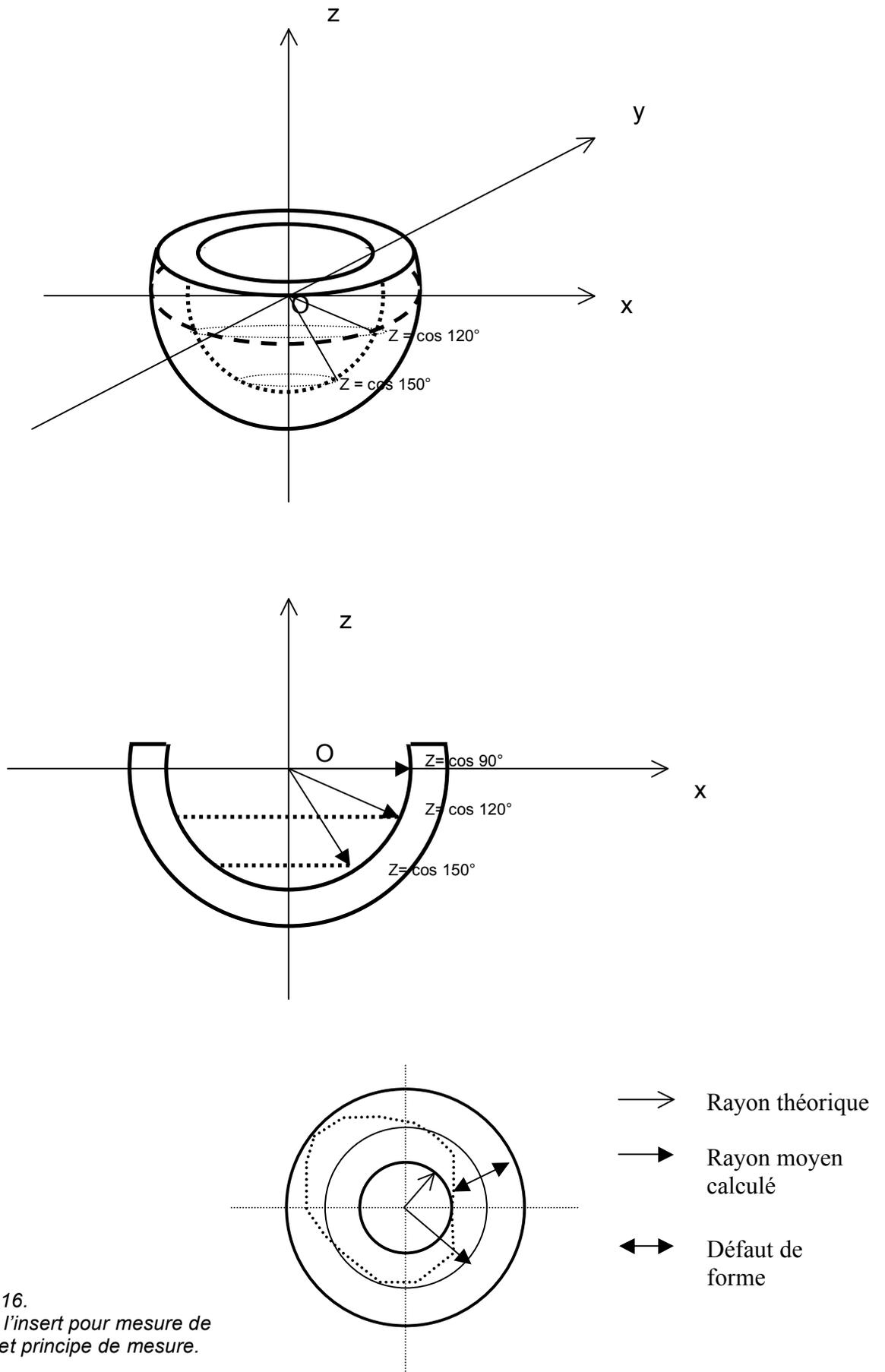


Figure 16.
 Orientation de l'insert pour mesure de l'usure interne et principe de mesure.

Mesure des modifications dimensionnelles de la convexité :

La sphéricité et le diamètre extérieur des inserts ont été déterminés à l'aide d'une machine à mesurer par projection de profil, équipée d'un enregistreur de mesures. Cet appareillage présentait une incertitude de mesure de 5 µm en plus ou en moins. La position de 97 points, répartis selon 4 arcs égaux séparés de 45° a été déterminée avec cet appareillage. L'usure externe et le défaut de forme ont été calculés à partir du diamètre théorique fourni par le manufacturier et en utilisant la méthode des moindres carrés.

Méthode statistique :

L'analyse statistique des données a été menée à l'aide du logiciel SPSS®. Pour les variables quantitatives il a été effectué une analyse de corrélation de Pearson. Le seuil de significativité retenu était de 0,05. Pour les variables qualitatives il a été effectué une analyse non paramétrique avec utilisation de test de Khi deux. Le seuil de significativité retenu était de 0,05.

2. Résultats.

1) Analyse macroscopique.

Lors de l'analyse macroscopique de la convexité, les stries d'usinage avaient disparu pour les 40 inserts étudiés soit 100% des cas. Dans 16 cas sur 40, un certain degré d'usure de la collerette de rétentivité était noté. Pour 24 des cas étudiés, cette collerette ne présentait pas de signe d'usure macroscopiquement décelable. Tous les inserts ayant présenté une luxation intra-prothétique avaient une usure visible à l'œil nu au niveau de leur collerette de rétentivité. Les inserts analysés n'ont pas une probabilité équivalente de présenter une luxation intra-prothétique selon leur taille. Parmi les inserts ayant présenté une luxation intra-prothétique, un seul avait un diamètre extérieur inférieur à 49 mm.

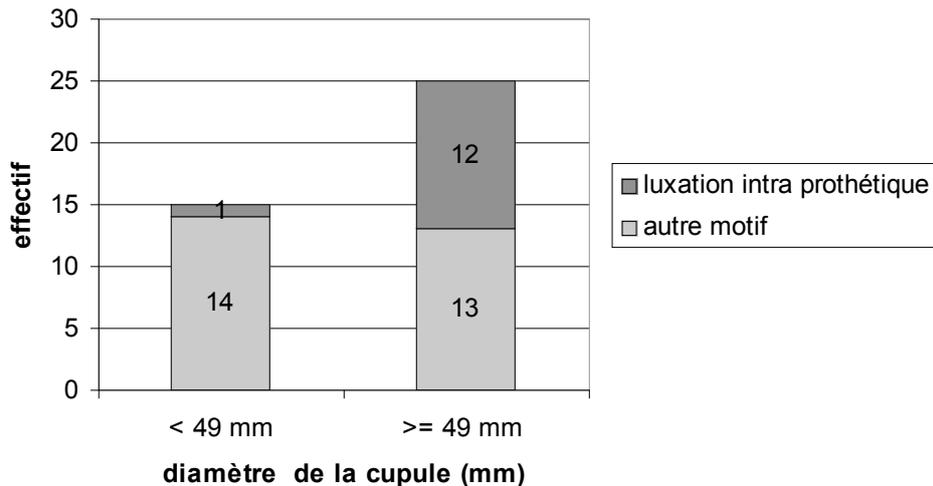


Figure 17.

Répartition des inserts déposés pour un motif de luxation intra-prothétique ou pour un autre motif en fonction du diamètre extérieur de l'insert.

Pour les 40 inserts analysés, la survenue d'une luxation intra-prothétique est un motif d'explantation plus fréquent lorsque le diamètre extérieur atteint ou dépasse 49 mm (Test du Khi-deux, $p = 0,007$).

2) Modifications dimensionnelles de la concavité.

Les résultats de l'usure de la concavité tiennent compte du défaut de forme mesuré à l'aide du stilet palpeur. L'usure de la concavité est exprimée d'après la formule suivante : $((\varnothing_1 + DF) - Th_1)/2$, où \varnothing_1 est le diamètre interne moyen mesuré, DF est le défaut de forme de la concavité et Th_1 le diamètre théorique de la concavité soit 22,25 mm. L'usure interne était comprise entre 0,024 et 2,726 mm avec une moyenne à 0,561 et un écart type à 0,663 mm. L'usure interne annuelle était comprise entre 0,002 et 0,273 mm par an avec une moyenne à 0,073 et un écart type à 0,069 mm par an.

3) Modifications dimensionnelles de la convexité.

L'usure de la convexité est exprimée par la formule suivante : $(Th_2 - \varnothing_2)/2$, où Th_2 est le diamètre théorique de la convexité et \varnothing_2 le diamètre externe moyen mesuré. L'usure externe était comprise entre 0,000 et 0,143 mm avec une moyenne à 0,053 et

un écart type à 0,035 mm. L'usure externe annuelle était comprise entre 0,000 et 0,045 mm par an avec une moyenne à 0,009 et un écart type à 0,009 mm par an. Il n'a pas été possible de mettre en évidence une différence d'usure externe entre les inserts faisant face à une cupule en titane (usure externe annuelle moyenne = 0,008 mm/an) et les inserts faisant face à une cupule en acier (usure externe annuelle moyenne = 0,009 mm/an).

4) Usure totale.

L'usure totale était comprise entre 0,036 et 2,803 mm avec une moyenne à 0,625 et un écart type à 0,671 mm. L'usure totale annuelle était quant à elle comprise entre 0,002 et 0,282 mm/an, avec une moyenne à 0,082 et un écart type à 0,072 mm/an. L'usure totale était fortement corrélée, de façon linéaire, à l'usure de la concavité, avec un coefficient de corrélation à 0,996 entre les deux séries. La part de l'usure externe dans l'usure totale était de 16,7% en moyenne. Cette part comportait une variabilité relativement élevée suivant les situations, avec un écart type de 17,8%. L'usure externe et l'usure totale avaient une corrélation bien plus faible, qu'il s'agisse de l'usure annuelle ou de l'usure mesurée, avec un coefficient de corrélation linéaire égal à 0,13. L'usure interne, l'usure externe, l'usure totale n'étaient corrélées significativement ni à la durée d'implantation, ni au diamètre des inserts. Le **Tableau V** donne les résultats observés pour chaque insert analysé.

Repère	Age	Sexe	Délai	Diamètre cupule	Usure interne	Usure externe	Usure totale	Usure interne/an	Usure externe/an	Usure totale/an
	(ans)									
1	42	F	81	45	0,281	0,010	0,291	0,042	0,001	0,043
2	62	F	48	45	0,097	0,098	0,195	0,024	0,025	0,049
3	19	M	129	51	1,273	0,075	1,348	0,118	0,007	0,125
4	63	M	128	51	0,207	0,018	0,225	0,019	0,002	0,021
5	50	F	36	53	0,157	0,049	0,205	0,052	0,016	0,068
6	49	M	110	45	0,695	0,134	0,829	0,076	0,015	0,090
7	23	F	82	45	0,462	0,075	0,537	0,068	0,011	0,079
8	57	F	71	51	0,210	0,038	0,248	0,035	0,006	0,042
9	36	F	52	49	0,517	0,064	0,581	0,119	0,015	0,134
10	49	F	37	41	0,260	0,046	0,306	0,084	0,015	0,099
11	75	F	43	47	0,231	0,025	0,256	0,064	0,007	0,071
12	30	F	135	51	0,264	0,042	0,306	0,023	0,004	0,027
13	52	M	148	51	2,726	0,077	2,803	0,221	0,006	0,227
14	33	M	36	53	0,465	0,136	0,602	0,155	0,045	0,201
15	32	F	109	55	0,507	0,002	0,509	0,056	0,000	0,056
16	21	M	87	55	1,982	0,065	2,047	0,273	0,009	0,282
17	63	F	54	43	0,163	0,022	0,185	0,036	0,005	0,041
18	19	M	37	43	0,380	0,043	0,422	0,123	0,014	0,137
19	32	F	71	45	0,290	0,047	0,337	0,049	0,008	0,057
20	32	F	182	45	0,297	0,031	0,328	0,020	0,002	0,022
21	67	F	185	49	0,033	0,003	0,036	0,002	0,000	0,002
22	38	M	89	51	0,032	0,097	0,129	0,004	0,013	0,017
23	66	F	41	49	0,075	0,085	0,160	0,022	0,025	0,047
24	42	F	76	43	0,593	0,057	0,650	0,094	0,009	0,103
25	37	F	112	51	0,122	0,035	0,157	0,013	0,004	0,017
26	75	F	68	61	0,100	0,060	0,160	0,018	0,011	0,028
27	47	F	82	49	1,286	0,123	1,409	0,189	0,018	0,207
28	55	M	133	47	1,049	0,143	1,192	0,095	0,013	0,107
29	72	M	103	55	0,286	0,041	0,327	0,033	0,005	0,038
30	59	M	74	57	0,171	0,067	0,238	0,028	0,011	0,038
31	29	M	55	53	0,222	0,007	0,229	0,048	0,002	0,050
32	47	M	186	51	0,024	0,061	0,085	0,002	0,004	0,005
33	48	M	88	53	0,519	0,041	0,560	0,071	0,006	0,077
34	35	M	77	53	0,288	0,058	0,346	0,045	0,009	0,054
35	62	M	130	57	1,740	0,083	1,823	0,161	0,008	0,169
36	60	M	102	57	0,231	0,084	0,315	0,027	0,010	0,037
37	38	M	92	55	1,228	0,007	1,235	0,159	0,001	0,160
38	57	M	175	45	0,831	0,036	0,867	0,057	0,002	0,059
39	49	F	136	41	0,433	0,000	0,433	0,038	0,000	0,038
40	20	F	158	41	0,467	0,034	0,501	0,035	0,003	0,038
Moyenne	46,1		96,65		0,570	0,055	0,625	0,073	0,009	0,082
Min	19		36		0,024	0,000	0,036	0,002	0,000	0,002
Max	75		186		2,726	0,143	2,803	0,273	0,045	0,282
Ecart type	16,68		45,83		0,660	0,037	0,671	0,069	0,009	0,072

Tableau V.
Usure interne, externe et totale des inserts en polyéthylène.

5) Usure volumétrique.

L'usure volumétrique est déterminée par calcul au niveau de chacun des interfaces, concave et convexe puis total. Pour la concavité, le volume V1 d'usure est la différence des volumes générés par les diamètres ($\varnothing_1 + DF$) et Th₁ le diamètre théorique de la concavité soit 22,25 mm. Pour la convexité, le volume V2 d'usure est la différence de volumes générés par les diamètres Th₂, diamètre théorique de la convexité et \varnothing_2 , diamètre externe moyen mesuré.

N°	Sexe	Age	Diamètre	Durée	L.I.P.	interne	min	max	externe	min	max	totale	min	max	
1F		42	45	81	VRAI	24,05	21,17	26,93	5,27	0,00	10,55	29,32	21,17	37,48	
2F		62	45	48	FAUX	4,03	0,00	8,06	57,81	42,99	72,63	61,84	42,99	80,69	
3M		19	51	51	FAUX	77,22	72,64	81,79	55,59	37,01	74,18	132,81	109,65	155,97	
4M		63	51	128	FAUX	8,28	6,46	10,10	1,04	0,00	2,08	9,32	6,46	12,18	
5F		50	53	36	FAUX	9,84	0,00	19,68	55,74	10,77	100,71	65,58	10,77	120,38	
6M		49	45	110	FAUX	31,53	29,41	33,66	34,55	28,09	41,02	66,09	57,50	74,68	
7F		23	45	82	FAUX	16,65	13,81	19,50	25,93	17,26	34,61	42,58	31,07	54,10	
8F		57	51	71	FAUX	15,40	12,11	18,68	20,54	7,19	33,89	35,94	19,30	52,57	
9F		36	49	52	VRAI	38,30	33,81	42,78	42,49	25,85	59,13	80,79	59,66	101,91	
10F		49	41	37	FAUX	36,78	30,47	43,08	28,72	13,25	44,19	65,49	43,72	87,27	
11F		75	47	43	FAUX	13,74	8,31	19,16	18,29	0,00	36,58	32,03	8,31	55,74	
12F		30	51	135	FAUX	2,42	0,69	4,15	11,64	4,62	18,66	14,07	5,32	22,81	
13M		52	51	148	FAUX	58,45	56,87	60,02	19,79	13,39	26,20	78,24	70,26	86,22	
14M		33	53	36	VRAI	40,51	23,84	57,17	156,35	82,47	230,23	196,86	106,32	287,41	
15F		32	55	109	VRAI	23,00	20,86	25,14	4,75	0,00	9,50	27,75	20,86	34,64	
16M		21	55	87	FAUX	60,06	57,38	62,75	33,53	20,60	46,46	93,60	77,99	109,20	
17F		63	43	54	FAUX	15,23	10,91	19,55	11,26	0,00	22,52	26,49	10,91	42,07	
18M		19	43	37	FAUX	57,56	50,49	64,63	29,44	10,05	48,83	87,00	60,54	113,46	
19F		32	45	71	FAUX	21,80	18,51	25,08	19,00	8,98	29,02	40,80	27,50	54,10	
20F		32	45	182	FAUX	5,14	3,87	6,42	4,89	1,01	8,78	10,04	4,88	15,20	
21F		67	49	185	FAUX	0,92	0,00	1,84	2,67	0,00	5,34	3,59	0,00	7,18	
22M		38	51	89	VRAI	1,54	0,00	3,09	41,16	30,51	51,81	42,70	30,51	54,90	
23F		66	49	41	FAUX	8,53	2,70	14,36	73,71	52,08	95,34	82,24	54,78	109,70	
24F		42	43	76	FAUX	40,77	37,66	43,88	19,57	11,04	28,11	60,34	48,70	71,98	
25F		37	51	112	VRAI	6,17	4,07	8,27	12,12	3,58	20,66	18,29	7,65	28,93	
26F		75	61	68	FAUX	7,58	4,15	11,01	49,95	29,10	70,80	57,52	33,24	81,80	
27F		47	49	82	VRAI	87,58	84,70	90,46	52,27	41,59	62,95	139,85	126,28	153,41	
28M		55	47	133	FAUX	15,12	13,37	16,87	33,59	27,68	39,50	48,71	41,04	56,38	
29M		72	55	103	VRAI	18,72	16,46	20,99	17,89	6,97	28,80	36,61	23,43	49,79	
30M		59	57	74	VRAI	13,68	10,53	16,83	44,36	27,89	60,82	58,04	38,42	77,66	
31M		29	53	55	FAUX	19,36	15,12	23,60	12,23	0,00	24,47	31,59	15,12	48,07	
32M		47	51	186	VRAI	0,84	0,00	1,68	12,51	7,41	17,60	13,35	7,41	19,28	
33M		48	53	88	FAUX	28,15	25,46	30,83	19,48	7,59	31,37	47,62	33,05	62,19	
34M		35	53	77	VRAI	14,14	11,11	17,17	30,83	17,40	44,27	44,97	28,51	61,43	
35M		62	57	130	VRAI	73,16	71,37	74,96	31,21	21,84	40,59	104,38	93,21	115,54	
36M		60	57	102	FAUX	10,91	8,62	13,19	40,26	28,31	52,20	51,16	36,93	65,39	
37M		38	55	92	VRAI	68,54	66,03	71,05	7,74	0,00	15,49	76,28	66,03	86,54	
38M		57	45	175	FAUX	20,02	18,69	21,35	8,62	2,71	14,53	28,64	21,40	35,89	
39F		49	41	136	FAUX	14,64	12,93	16,36	2,11	0,00	4,21	16,75	12,93	20,57	
40F		20	41	158	FAUX	8,61	7,14	10,09	4,99	1,37	8,62	13,61	8,51	18,71	
						Moyenne	25,47	22,04	28,91	28,85	16,01	41,68	54,32	38,06	70,59
						écart type	23,22	22,94	23,83	27,61	17,77	39,00	39,63	31,42	51,14
						Minimum	0,84	0,00	1,68	1,04	0,00	2,08	3,59	0,00	7,18
						Maximum	87,58	84,70	90,46	156,35	82,47	230,23	196,86	126,28	287,41

Tableau VI

Usure volumétrique pour chaque insert, au milieu et pour les valeurs extrêmes des tolérances de fabrication.

L'usure volumétrique au milieu de la tolérance était en moyenne de 28,9 mm³/an pour la convexité (écart type 27,6), de 25,5 mm³/an pour la concavité (écart type 23,2) soit une usure volumétrique annuelle totale de 54,3 mm³/an (écart type 39,6).

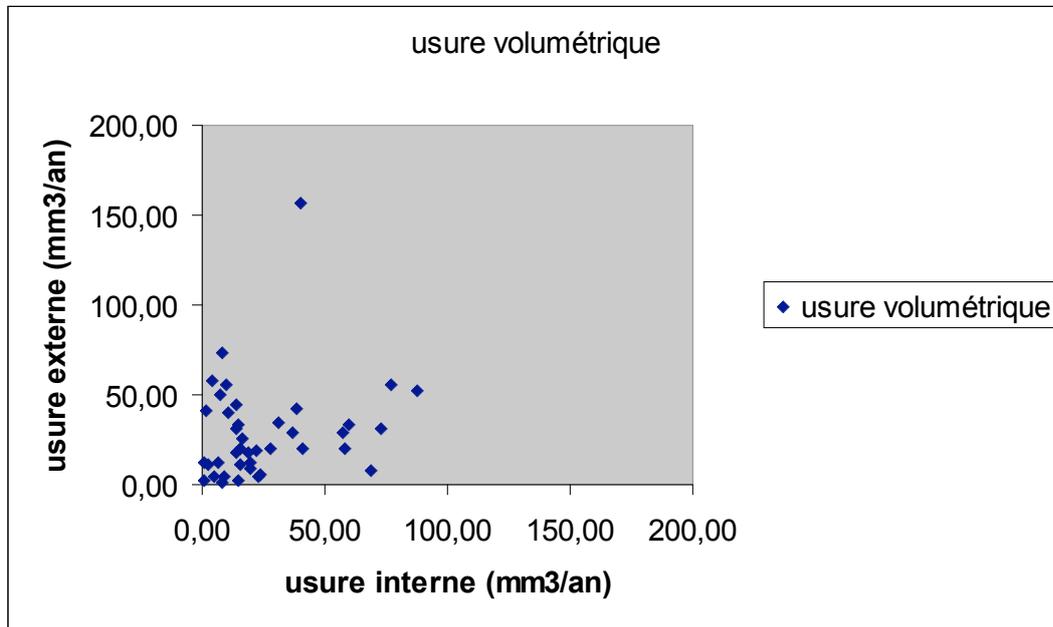


Figure 18.

Usure volumétrique externe en fonction de l'usure volumétrique interne.

La figure 18 exprime pour chaque insert l'usure externe en fonction de l'usure interne observée. On ne retrouve pas de corrélation entre l'usure externe et l'usure interne observée.

3. Discussion.

Nous rapportons les usures observées sur des implants ayant été retirés après un délai de fonctionnement supérieur ou égal à 3 ans. Les motifs de reprise étaient essentiellement d'ordre mécanique, aussi les chiffres rapportés ici sont-ils sujets à caution puisque pendant une partie au moins de leur implantation le fonctionnement n'était sans doute pas optimal. Néanmoins, en ne prenant en compte que des implants ayant fonctionné plus de 3 ans nous avons tenté de minimiser ce problème. Du fait même de la présence d'une double mobilité, il ne nous a pas été possible d'utiliser les techniques de mesure radiographique de l'usure, soit classique comme le préconisait Wroblewski ⁽¹⁰⁰⁾ soit, comme le proposaient Devane et al en 1995 ⁽¹⁰¹⁾ en utilisant une détection semi automatisée des contours sur des clichés digitalisés. Avec ces techniques, on ne peut en effet différencier l'usure interne de l'usure externe. Seule une analyse des pièces explantées permet de différencier l'usure externe de

l'usure interne.

Mise en jeu et usure de la mobilité externe : la disparition complète des stries d'usinage sur l'ensemble de la surface convexe permet d'affirmer que la mobilité existant à ce niveau est bien mise en œuvre, aboutissant à un rodage de cette surface externe. L'usure externe, malgré une surface de polyéthylène élevée, est particulièrement faible. Dans 22 cas sur 40, elle est inférieure au seuil de tolérance de fabrication des implants, c'est-à-dire 50 μm . Parmi les 40 implants analysés, elle n'a jamais dépassé 45 μm par an. Cette faible usure d'une surface de polyéthylène convexe rejoint les résultats rapportés par Katayama et al en 2001 ⁽¹⁰²⁾ à propos de l'analyse de têtes provenant de prothèses totales de hanche comportant un système de têtes rotatoires en polyéthylène faisant face à une cupule métallique. L'analyse physico-chimique de ces composants révélait une rugosité très faible de la surface de contact, qui pour ces auteurs résultait d'un rodage des composants et expliquait la faible usure observée sur ces surfaces de polyéthylène convexes. Si l'usure linéaire de la convexité est faible, elle est du même ordre de grandeur que l'usure de la concavité lorsqu'on les exprime en volume, avec des situations fort différentes entre elles comme le montre la figure 18.

Les prothèses modulaires, même lorsqu'elles ne répondent pas au concept de la double mobilité, présentent une usure de la surface convexe du polyéthylène à l'interface entre cupule métallique et polyéthylène selon Huk et al ⁽¹⁰³⁾. D'après Lieberman et al ⁽¹⁰⁴⁾, à propos d'une étude in vitro, cette usure est maximale autour des trous de vis de fixation et lorsque des arêtes de fixation pénétrant dans le polyéthylène sont présentes. Cette usure est le fait des micro-mouvements existant entre métal et polyéthylène et elle s'effectue selon trois modalités différentes : le polissage visible sur toute la surface mais de façon minimale, l'évidement essentiellement visible à la périphérie des inserts et le poinçonnement retrouvé en face des trous de vis lorsqu'ils sont en zone portante. Il s'agit probablement d'un mécanisme de polissage qui est mis en jeu lors du rodage des inserts, aboutissant à la disparition des stries d'usinage des inserts à double mobilité au niveau de leur surface convexe.

Usure totale et rétentivité.

Kusaba et al ⁽¹⁰⁵⁾ ont rapporté des usures moyennes de 0,17 mm / an

mesurées à l'aide d'une technique de radiographie pour une série de 68 prothèses dites bipolaires présentant une collerette rétentive et articulées avec une tête de 22,2 mm. Ces auteurs retrouvaient également une usure accrue de la rétentivité dans les prothèses présentant une ostéolyse. Comparant l'usure de 19 de ces prothèses bipolaires explantées à une série de 103 prothèses de type Charnley rapportée par Wroblewski ⁽¹⁰⁰⁾, Kusaba et al ⁽¹⁰⁵⁾ retrouvaient une usure annuelle double avec les implants rétentifs. Ils recommandaient donc l'abandon de ce type d'implants rétentifs. Dans notre série d'inserts à double mobilité, malgré la présence d'une collerette de rétentivité, les valeurs de l'usure annuelle sont du même ordre que celles rapportées par Wroblewski ⁽¹⁰⁶⁾ sur des mesures radiographiques. Il n'est cependant pas possible de comparer les deux séries sur un plan statistique, car nous ne disposons pas des paramètres de dispersion pour sa série.

L'usure annuelle totale moyenne reflète des situations fort disparates, avec une variabilité élevée, l'écart type étant de 0,072 mm/an pour l'ensemble de la série, avec des extrêmes compris entre 0,002 et 0,282 mm / an. Schmalzried et al ⁽¹⁰⁷⁾, dans une analyse de 26 publications rapportant l'usure de cupules en polyéthylène retrouvaient également une très importante variabilité au sein même de chaque publication. Si l'on ne retient que les publications se référant à des couples métal polyéthylène avec des têtes de 22,2 mm, l'usure linéaire moyenne pour 1167 implants était de 0,099 mm / an avec des extrêmes compris entre 0 et 0,6 mm / an. Notre série de 40 inserts explantés a des valeurs d'usure moyenne et des extrêmes qui sont du même ordre que celles rapportées par Schmalzried et al ⁽¹⁰⁷⁾ dans leur analyse. Pour ce qui concerne l'usure volumétrique, en moyenne de 54,3 mm³ par an, ces résultats sont du même ordre que ceux rapportés par Wroblewski ^{(100), (106)}, de 80 et 36 mm³/ an.

L'usure de la collerette de rétentivité n'a pas été quantifiée dans notre analyse. Lorsqu'elle est importante, cette usure ne permet plus d'assurer la rétention de la tête prothétique et une luxation intra-prothétique peut se produire, comme l'ont rapporté Lecuire et al ⁽⁹⁵⁾. Dans notre série, un gros diamètre externe est plus fréquemment rencontré dans ces luxations intra-prothétiques. Une explication possible est que lorsqu'une force quelconque s'oppose au mouvement à la face convexe de l'insert, son moment est proportionnel au diamètre extérieur. La force mise en jeu pour vaincre cette résistance s'applique au niveau de la collerette et son moment dépend lui du diamètre de la concavité. Dans notre série, il s'agissait dans tous les cas d'un diamètre 22,2 mm. Pour respecter l'égalité des moments, la force exercée sur la

collerette est alors proportionnelle au diamètre extérieur. Pour les implantations actuelles il est recommandé d'utiliser des têtes de diamètre plus élevé lorsque le diamètre extérieur augmente. Les conséquences de cette modification n'ont pas encore pu être évaluées.

Conclusion.

Au vu de l'analyse de 40 inserts à double mobilité en polyéthylène explantés, l'usure totale est du même ordre que celle observée dans d'autres séries d'implants pour le couple métal polyéthylène avec une tête de 22,2 mm de diamètre. L'usure totale est étroitement corrélée à l'usure de la concavité. En moyenne, l'usure externe ne représente qu'un sixième de l'usure totale, avec cependant des situations fort disparates. Le surcroît de stabilité que procure la collerette de rétention ne semble pas s'accompagner d'une augmentation de l'usure totale, qui combine l'usure de la concavité et l'usure de la convexité. Parmi les inserts analysés dans cette série, une usure de la collerette de rétention était notée dans 40% des cas. Il conviendra d'analyser quels facteurs sont en cause dans l'usure de la rétention. Le surcroît de stabilité que procure la rétention ne s'accompagnant pas d'une augmentation de l'usure totale, et la courbe de survie rapportée par Farizon et al ⁽¹⁷⁾ étant supérieure à 95% à 12 ans, ce type d'implant à double mobilité est bien adapté lorsqu'on recherche un surcroît de stabilité sans sacrifier à une usure importante.

C. Analyse de pièces ayant failli mécaniquement.

1. Motifs d'explantation des arthroplasties totales de hanche à double mobilité en fonction de l'implant fémoral en regard.

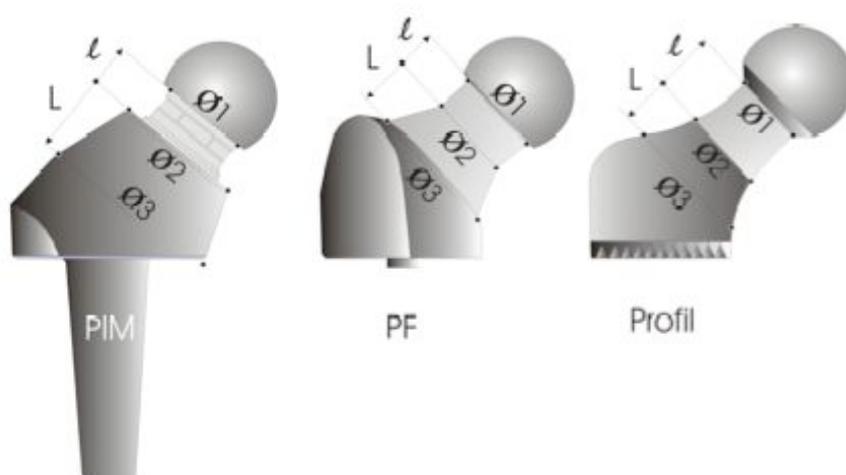
L'étude des prothèses explantées concerne essentiellement l'étude de prothèses ayant failli mécaniquement. Toute modification du dessin des implants pour tenter de remédier à une telle faillite ne doit pas entraîner d'altération du résultat pour tous les implants qui ont eu un fonctionnement satisfaisant. L'étude des effets de telles modifications est difficile a fortiori lorsque ces modifications sont combinées, comme c'était en particulier le cas dans le service où la double mobilité faisait partie d'un véritable système, étroitement associée historiquement aux implants fémoraux vissés⁽¹⁰⁸⁾. Il est alors très difficile voire impossible de savoir laquelle de ces modifications a pu modifier les résultats. De plus, les échecs étant peu nombreux, les effets d'une telle modification ne peuvent être appréciés que sur un grand nombre d'implants. Il faut avant tout s'assurer que cette modification n'est pas délétère avant de pouvoir l'appliquer au plus grand nombre. On peut ainsi citer le polyéthylène Hylamer, dont les essais in vitro laissaient présager des qualités supérieures au polyéthylène classique mais qui lors de son utilisation in vivo s'est accompagnée d'un nombre important de faillites dès les premiers temps de son utilisation. On peut trouver de tels exemples dans l'histoire des prothèses à double mobilité. Les premiers modèles avaient un col particulier, vissé dans l'embase. Ce mode de fixation s'est accompagné d'un taux élevé de ruptures du col qui a conduit à une modification de l'embase. Celle-ci a alors été rendue plus massive. Le problème des ruptures d'embase a ainsi été résolu, mais sont alors apparues des mobilisations de l'implant acétabulaire ainsi que de l'implant fémoral en plus grand nombre. Lors des interventions de reprise ont été constatés une métallose importante ainsi qu'un conflit entre l'embase métallique et la cupule blindée. Ce conflit pouvait être situé soit en avant et plutôt en haut dans le cas des conflits en flexion ou plutôt en arrière et en bas dans le cas des conflits en extension. Trois modifications simultanées ont alors été apportées : un affinement du col qui passait d'un diamètre de 16 à un diamètre de 13 mm, la modification du matériau qui d'acier inoxydable passait à l'alliage de titane et enfin la modularité du col qui en plus des différentes longueurs possibles (court, moyen ou long) permettait aussi de disposer de tailles de plus gros diamètre (26 et 28 mm), avec la possibilité d'augmenter le rapport tête/col. Lors des reprises ultérieures,

une nouvelle complication apparaissait avec une fréquence accrue : la luxation intra prothétique. A travers une étude de 12 prothèses déposées pour faillite mécanique et implantées à trois époques différentes, nous avons pu déterminer les complications spécifiques rencontrées en fonction de la géométrie respective des pièces en présence. En matière de hanche, chaque pièce explantée dans le Centre d'Orthopédie Traumatologie de Saint-Etienne fait l'objet d'une mesure conservatoire. Cette pratique est systématique depuis 1991, elle était facultative auparavant. L'analyse rétrospective de pièces des différentes époques permet de mieux comprendre le fonctionnement normal de la double mobilité.

Matériel et méthode

Nous avons analysé 12 pièces explantées, comportant toujours une cupule tripode et son polyéthylène, ainsi que l'entité tête-col qui a fonctionné en regard. Ces pièces ont été tirées au sort dans la banque de données constituées par les pièces explantées et conservées après toute révision prothétique de hanche depuis 1991.

La cupule tripode Novae est un implant distribué par la société SERF, en acier inoxydable, de 3 mm d'épaisseur, recouvert d'un plasma spray d'alumine ; sa fixation primaire est assurée par deux plots d'ancrage pubien et ischiatique et d'une vis d'amarrage iliaque qui complètent un press fit de 1 mm. En regard, même si la tête est toujours de 22,2 mm, l'entité tête-col a été variable au cours du temps. Le tirage au sort a consisté à prélever 4 pièces, utilisées avec chacune des trois entités tête-col différentes. (Figure 19).



Embase PIM					
	Diamètre 1	Diamètre 2	Diamètre 3	L	ℓ
Col court 27	18	23	32	16	5
Col moyen 35	18	23	32	16	13
Col long 42	18	23	32	16	20
Col extra long 50	18	23	32	16	28

Embase PF					
	Diamètre 1	Diamètre 2	Diamètre 3	L	ℓ
Col 22,2 court	16	16	25,5	9,7	8
Col 22,2 moyen	16	16	25,5	17,7	8
Col 22,2 long	16	16	25,5	24,7	8

Embase PRO					
	Diamètre 1	Diamètre 2	Diamètre 3	L	ℓ
Col court	12,3	13	22	9	7,5
Col court moyen	12,3	13	22	9	11,5
Col moyen	12,3	13	22	17	7,5
Col moyen long	12,3	13	22	16	12,5
Col long	12,3	13	22	16	15,5

Figure 19.

Caractéristiques des embases fémorales des trois lots.

Jusqu'en 1981, le col en regard de la double mobilité, est un col modulaire vissé sur une tige droite cimentée ou non (HV et HRV) ou sur le premier modèle de tige vissée PIM . Il existe trois longueurs de col dont le diamètre mesure 18 mm. L'embase est en acier inoxydable. L'embase reçoit le col qui est vissé dans l'embase. L'embase mesure 25 mm de diamètre. Ces embases avec un col vissé, et les cupules tripodes associées constituent le lot A.

De 1981 à 1985, la tige implantée en regard de la cupule tripode est la tige vissée PF avec une embase massive monobloc en acier inoxydable poli brillant, pour laquelle il est possible de faire varier l'antéversion de 30° en 30°. Il existe des embases courtes, moyennes et longues. Le col mesurant 16 mm de diamètre, le rapport tête/col pour une tête de 22,2 mm est constant de 1,39. L'embase est un tronc de cône de

longueur variable selon la longueur du col. Le diamètre est de 16 mm en entrée et de 25 mm en sortie. Ces embases coniques monobloc, et les cupules tripodes associées constituent le lot B.

A partir de 1986, la tige implantée est une tige vissée de la série PRO ou Profile avec une embase en titane anodisé pour laquelle il est possible de faire varier l'antéversion de 15° en 15°. Sur cette embase est mise en place une tête avec un col court, moyen ou long. Le diamètre du col est constant sur toute sa longueur et mesure 13 mm. Le rapport tête/col pour une tête de 22,2 mm est constant à 1,7. Ces embases cylindriques modulaires et les cupules tripodes associées constituent le lot C.

Pour chacune des pièces analysées, nous disposons du dossier patient. Ce dossier comporte les dates d'implantation et de révision ainsi que les références des pièces. Il contient les caractéristiques individuelles du patient (âge, étiologie, activité, poids...) et inclut également le suivi clinique et radiologique.

Pour chaque pièce, à partir du dossier, l'incident mécanique responsable de la reprise est identifié. Nous dénombrons :

- 5 cas de descellement (4 dans le lot A, 1 dans le lot B et aucun dans le lot C)
- 7 cas de luxation intra prothétique (0 dans le lot A, 3 dans le lot B et 4 dans le lot C)

L'ensemble des pièces (cupule acétabulaire, polyéthylène, col et tête), pour chaque dossier, fait alors l'objet d'une analyse macroscopique des phénomènes d'usure. La rétentivité est testée manuellement.

Résultats

Dans le lot A, pour les observations 1, 2 et 4, configurées en col court et moyen, il n'y a aucune usure du listel de rétentivité. En revanche, sur le rebord plat équatorial du polyéthylène, il existe une empreinte en virgule, provoqué par l'impact répété de l'arête de l'embase (figure 20).

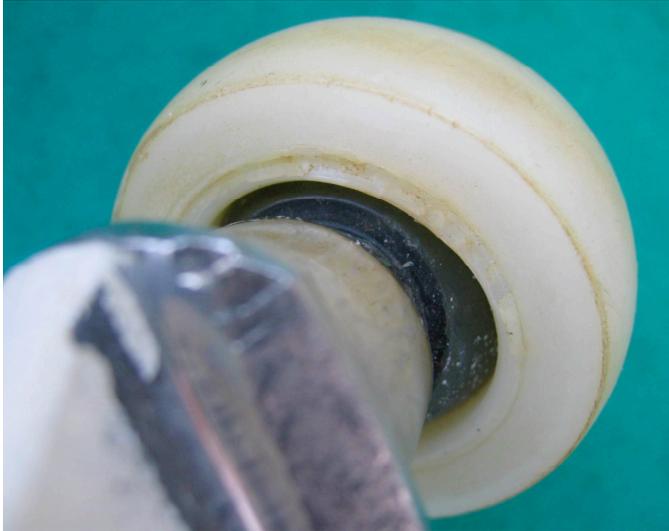


Figure 20

Observation A4 : cotyle tripode et col vissé court : Polyéthylène sans usure du listel de rétention avec empreintes de l'embase sur le rebord

Dans ces trois observations, il est impossible d'extraire manuellement la tête du polyéthylène. Dans l'observation 3, avec un col long, il existe une usure homogène, circonférentielle du listel de rétention, ne permettant pas l'issue de la tête. Il n'y a pas d'anomalie sur le rebord plat équatorial du polyéthylène. Dans les quatre observations, il existe une dégradation du métal en miroir sur une face du col et sur le bord de la cupule tripode (figure 21).



Figure 21

Observation A4 : cotyle tripode et col vissé court : lésion d'impingement à la face inférieure du col.

Cette lésion est le témoin d'une collision à répétition ou impingement entre l'embase et la cupule, à l'origine d'un descellement.

Dans le lot B, dans toutes les observations, il existe une usure circonférentielle et homogène du polyéthylène. Dans les observations 2, 3 et 4 l'usure homogène du listel autorise une issue de la tête dans toutes les positions (figure 22).

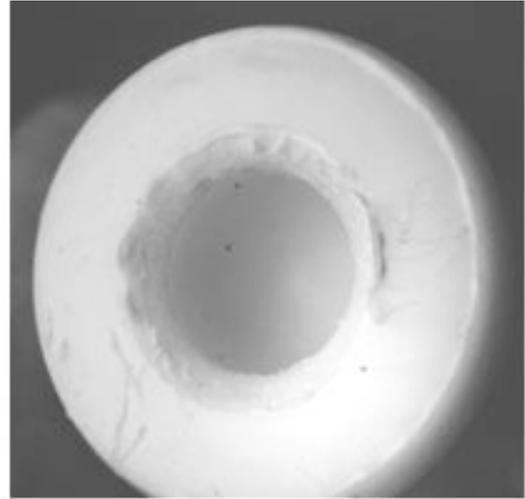
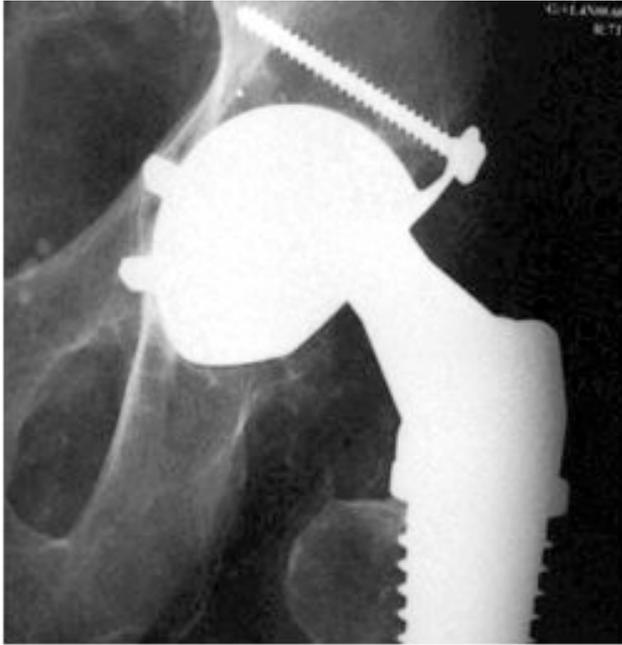


Figure 22

Observation B2 : cotyle tripode et col conique monobloc en acier inoxydable. Radiographie de luxation intra-prothétique et usure circonférentielle homogène de la rétention laissant sortir la tête.

Dans une seule de ces observations il y a une empreinte en miroir sur l'embase conique et le bord libre de la cupule, sans descellement. Dans les deux autres observations, il n'y a aucune empreinte, ni sur l'embase conique, ni sur la cupule.

Dans l'observation 1, l'usure homogène du listel de rétention n'est pas suffisante pour permettre l'issue de la tête. En revanche, il existe une dégradation du métal en miroir du métal sur la face postéro-inférieure du col et sur le bord postérieur de la cupule tripode (figure 23).

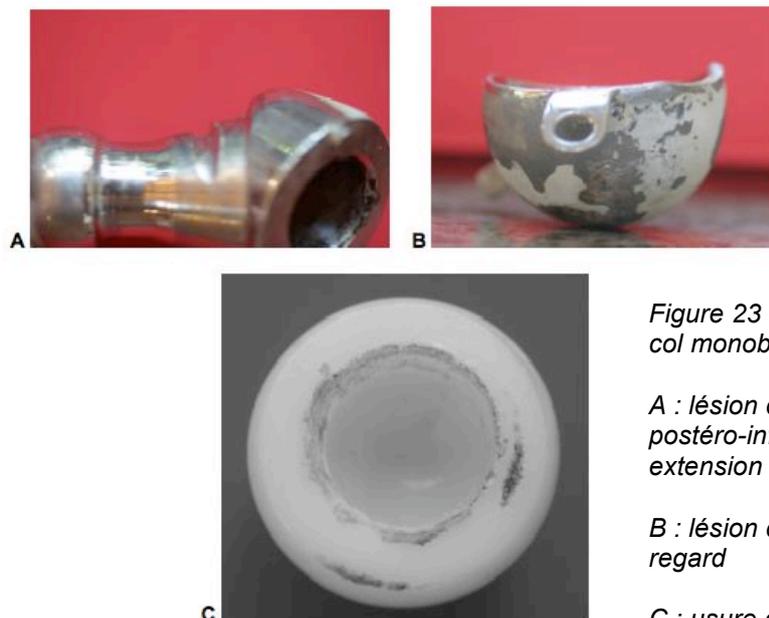


Figure 23 : observation B1 : cupule tripode et col monobloc en acier inoxydable.

A : lésion d'impingement sur le col à sa face postéro-inférieure témoin d'une collision en extension rotation externe

B : lésion du bord postérieur de la cupule en regard

C : usure circonférentielle de la rétention

Ces dégradations métalliques provoquent des empreintes en miroir sur le polyéthylène ; sur le bord libre du plan équatorial du polyéthylène il existe en effet deux empreintes. La première empreinte, à la limite du bord libre est une usure induite par la dégradation métallique de la cupule, où l'impingement produit des bardes métalliques. La deuxième empreinte, sur le plan équatorial, est induite par la dégradation métallique du col où l'impingement a érodé le métal. Dans l'observation 3, il existe des ossifications péri-prothétiques Brooker 3 qui s'opposent à la libre mobilité de l'insert en polyéthylène (figure 24).

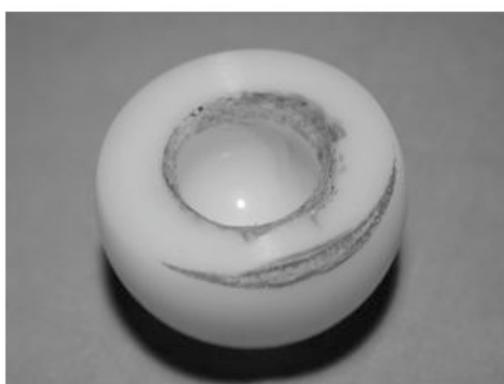


Figure 24 : Observation B3 : cotyle tripode et col conique monobloc en acier inoxydable

Radiographie de hanche d'un patient porteur de calcifications Brooker stade 3 ayant présenté 2 épisodes de luxation. Usure circonférentielle homogène de la rétention laissant sortir la tête et empreintes, en périphérie, des calcifications qui ont bloqué la grande mobilité.

Il existe une dégradation homogène du polyéthylène, permettant l'issue facile de la tête dans toutes les positions. Il existe des empreintes sur le polyéthylène, provoquées par les ossifications. Il n'y a aucune dégradation en miroir par impingement du col fémoral et de la cupule.

Dans le lot C, il existe toujours une dégradation homogène du polyéthylène, associée dans toutes les observations à une dégradation asymétrique (Figure 23).



Figure 25 : observation C3 : cotyle tripode et col circulaire modulaire en titane.

A : usure asymétrique du polyéthylène montrant une cupule d'usure formée par la tête sur le bord supérieur du polyéthylène et une dégradation angulaire du bord inférieur du polyéthylène

B : dégradation ultime de la cupule par la tête prothétique

C : bascule du polyéthylène et mécanique d'usure des bords du polyéthylène : la tête est usée et ovalisée

D : subluxation chronique : position relative des pièces

On retrouve dans ces quatre cas une dépression polaire supérieure reproduisant exactement la forme de la tête à la jonction de la concavité et du rebord plan équatorial du polyéthylène et une empreinte angulaire polaire inférieure sur le rebord plan équatorial du polyéthylène provoqué par le balayage angulaire du bord inférieur du col. L'empreinte polaire supérieure est polie par la tête et l'empreinte inférieure est irrégulière avec des copeaux soulevés par un mécanisme d'abrasion. Le col en titane en regard a perdu son revêtement par anodisation.

Discussion

La double mobilité est un concept original, français, imaginé par Gilles Bousquet. Certaines équipes françaises ont, à tort, introduit le terme de tripolar cup pour parler de ce concept. Il est vrai que dans la double mobilité il y a bien trois surfaces de frottement, mais dans la littérature, la tripolar cup est une idée américaine qui consiste

à implanter une prothèse intermédiaire en regard d'un polyéthylène scellé ⁽¹⁰⁹⁾. Cette idée, introduite pour traiter l'instabilité chronique, reste dans la littérature moins efficace que la double mobilité pour traiter cette complication des arthroplasties totales de hanche ⁽⁸⁴⁾, ⁽¹⁰⁹⁾, ⁽¹¹⁰⁾.

Dans le lot A, prédominant des épisodes de faillite de la fixation de la cupule par impingement du col sur le bord de la cupule. Il existe une complication de ce type dans le lot B. Il existe aussi dans ce même lot B une dégradation des pièces par impingement, sans descellement, dans un cas de luxation intra prothétique. Cette complication n'existe pas dans le lot C. Ce type de complication n'est jamais évoqué dans la littérature qui a étudié à long terme ce type de configuration ⁽¹⁷⁾, ⁽⁹⁵⁾. Cet impingement se traduit par une empreinte en miroir sur la cupule et sur le col. Exceptionnellement, comme dans l'observation B, cette anomalie sur le col peut être observée sur la radiographie (figure 26).



*Figure 26 :
Observation B4 : cupule tripode et
col conique monobloc en acier
inoxydable. Empreinte de la cupule
sur le col.*

Parfois il est nécessaire d'effectuer des incidences radiographiques particulières permettant de faire défiler le col fémoral prothétique.

Dans le lot A, avec un col court ou un col moyen il n'y a aucune usure de la rétentivité et aucune observation de luxation intra-prothétique. Même si le rapport tête/col est peu favorable pour ce qui concerne l'angle à l'origine du cône de mobilité au niveau tête-insert, le col dans ces deux cas n'est jamais en collision avec le listel de rétentivité. Le cylindre métallique dans lequel est vissé le col est en contact plus tôt avec le rebord plan équatorial du polymère, comme le montre la figure 27.

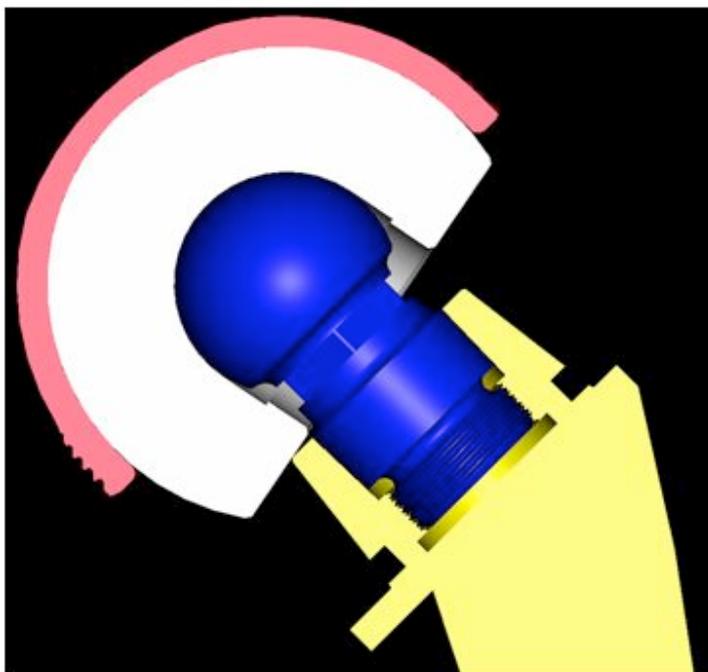


Figure 27 :
La rétention est épargnée par le
col modulaire vissé en acier
inoxydable (lot A)

Ce cylindre y marque son empreinte. En revanche avec un col long, le col est en contact avec le listel qui se dégrade, ce qui pourrait à terme provoquer la luxation intra-prothétique.

Dans le lot B, dans trois observations, l'usure de la rétention a permis l'issue de la tête prothétique aboutissant à la luxation intra-prothétique qui rentre dans le cadre clinique d'épisodes de luxations à répétition. L'usure du polyéthylène est très caractéristique avec une usure circonférentielle assez homogène de la rétention, permettant l'issue de la tête dans toutes les positions. Dans la quatrième observation (N°B1), on retrouve ce même mécanisme d'usure du polyéthylène, mais l'usure est insuffisante pour permettre l'issue de la tête et la nécessité de dépose de l'implant est liée à un descellement acétabulaire.

Dans le lot C, on observe dans les quatre observations cette usure homogène circonférentielle du polyéthylène. Il s'y associe toutefois une usure différente, asymétrique, du polyéthylène, qui permet également l'issue de la tête mais dans une seule position contrairement au lot B.

Il semble donc exister deux mécanismes d'usure :

- Une usure homogène et symétrique du listel permettant l'issue de la tête dans toutes les positions
- Une usure asymétrique permettant l'issue de la tête dans une seule position.

Les grosses embases, avec un rapport tête/col faible favorisent le descellement par impingement. Au fur et à mesure que le rapport tête/col augmente apparaît une

complication spécifique des prothèses à double mobilité : la luxation intra prothétique. Dans le lot B, la luxation est provoquée par un mécanisme d'usure homogène et symétrique du listel de rétention. Dans le lot C, sur un fond d'usure homogène, la luxation est provoquée, et même accélérée par une usure asymétrique du listel de rétention.

Lecuire ⁽⁹⁵⁾ rapporte sept observations de luxation intra-prothétique de la double mobilité en regard d'un col conique monobloc en acier inoxydable. Il évalue le risque d'une telle complication à 4% pour un tel col conique monobloc. Cette complication n'est que de 2% à dix ans de recul dans la série rétrospective de Philippot ⁽⁸⁵⁾, qui analyse une série continue de cotyles Tripode en regard d'un col cylindrique modulaire en titane anodisé. Farizon ⁽¹⁷⁾, qui a publié les premiers résultats de l'école stéphanoise à 12 ans de recul, rapporte un seul cas de luxation intra-prothétique survenu à 10 ans. Toutefois, dans cette série, il existait en face d'un même cotyle tripode les trois cols différents, ce qui parasite sans doute l'interprétation des résultats. L'analyse des pièces explantées permet de comprendre le fonctionnement d'un implant acétabulaire à double mobilité et tout particulièrement les contraintes subies par le polyéthylène. Nous pouvons ainsi définir un modèle de fonctionnement dit normal de la double mobilité. Deux mécanismes concomitants conduisent inexorablement à la dégradation du listel de rétention, à l'origine de la luxation intra-prothétique.

Le premier mécanisme d'usure est évident ; il est la conséquence des collisions répétitives du col sur le listel de rétention. La mobilisation de l'articulation prothésée aboutit à une usure circonférentielle homogène de la rétention. Cette dégradation est directement sous la dépendance du rapport tête/col.

Le deuxième mécanisme d'usure est plus complexe. Au cours de la marche, il y a au niveau de la hanche des épisodes successifs de décoaptation, bien inventoriés dans la littérature ⁽⁷⁴⁾, ⁽¹¹¹⁾, ⁽¹¹²⁾, ⁽¹¹³⁾, ⁽¹¹⁴⁾, ⁽¹¹⁵⁾. Lors de la décoaptation des surfaces articulaires, pour des raisons de gravité, le polyéthylène bascule sur la tête prothétique, de telle sorte que le bord inférieur du polyéthylène vienne en contact avec le col fémoral et que la partie supéro-médiale du listel vienne en contact avec la tête prothétique. De par la gravité est créé un moment sub-luxant du polyéthylène sur la tête. Dès lors qu'une cupule d'usure linéaire se constitue sur le polyéthylène ⁽⁹⁸⁾, la tête prothétique, du fait de la bascule de l'insert, se positionne en permanence dans la cupule d'usure ; on assiste alors à une usure localisée médiale de la rétention,

favorisée par cette contrainte de subluxation du polyéthylène sur la tête en mouvement.

L'usure médiale localisée de la rétentivité, déjà fragilisée par l'usure circonférentielle, et peut-être fragilisée aussi par l'introduction en force de la tête à travers le listel de rétentivité, permet bientôt l'issue de la tête, en dehors de son réceptacle en polyéthylène ; c'est la luxation intra-prothétique . Il serait toutefois préférable de parler, dans ce cas, de sub-luxation intra-prothétique ; en effet, les pièces explantées démontrent qu'il persiste un contact partiel entre la tête et le polyéthylène, qui restent tous deux dans la cupule.

Si la prothèse continue de fonctionner dans cette situation, on observe une usure très particulière du polyéthylène, basculé, bloqué entre la tête fémorale et le col prothétique, dans la cupule métallique. On observe, d'une part, une cupule d'usure formée par la tête sur le pôle supérieur du polyéthylène, qui aboutit ensuite à la dégradation de la surface de frottement de la tête et la surface de frottement de la cupule métallique, source de particules métalliques ; au stade ultime, comme dans l'observation C4, la cupule métallique est perforée par la tête. On observe, d'autre part, une dégradation angulaire du bord inférieur du polyéthylène ; les mouvements de la hanche, se font autour du nouveau centre de rotation représenté par la tête subluxée, ce qui accentue la bascule du polyéthylène sur le col en mouvement. Ces frottements du polyéthylène sur le col entraînent une dégradation du col métallique, source supplémentaire de particules métalliques.

Aubriot a utilisé cette double mobilité en regard d'une tige de Charnley-Kerboull ; il ne rapporte qu'un seul épisode de luxation intra-prothétique à 5 ans de recul ⁽¹⁸⁾ ; dans la revue de cette même série à 10 ans, Leclercq ⁽¹¹⁰⁾ ne retrouve pas d'autres cas ; la tige a une configuration qui diminue ce risque de complication. Il existe en effet un double effet protecteur de la tige de Charnley face au risque de complication ; le caractère favorable du rapport tête-col diminue l'usure circonférentielle de la rétentivité ; le tronc de cône sur lequel est fixée la tête s'oppose à la bascule du polyéthylène, ce qui diminue l'usure interne localisée de la rétentivité. Ce double effet protecteur n'empêche pas la survenue de luxation ou de subluxation intra prothétique, mais retarderait considérablement leur survenue. On retrouve cet effet protecteur, vis-à-vis de l'usure asymétrique, avec le col monobloc conique du lot B, qui s'oppose à la bascule de l'insert, mais le mauvais rapport tête/col accélère l'usure homogène.

Un gros diamètre du cotyle a été évoqué comme un facteur favorisant l'usure de la rétention (98). L'augmentation du diamètre du cotyle augmente l'usure circonferentielle de la rétention. En effet, un gros diamètre externe augmente le bras de levier de la force de frottement agissant sur la convexité, ce qui augmente les forces agissant sur la rétention pour mobiliser le polyéthylène (pour un même rapport tête-col), ce qui détruit davantage de matière. En revanche, ce diamètre du cotyle ne conditionne pas l'usure interne localisée du polyéthylène, car l'importance de la bascule de l'insert est indépendante du diamètre du cotyle.

D'autres paramètres contribuent à l'usure de la rétention. Le diamètre du col, lorsqu'il augmente, diminue le rapport tête-col, et favorise ainsi l'usure circonferentielle de la rétention ; en revanche l'augmentation du diamètre du col, s'oppose à la bascule du polyéthylène et à son usure interne localisée. C'est ce que l'on observe dans le lot B des tiges à col conique monobloc. A l'extrême, lorsque le col devient très volumineux comme avec les cols modulaires vissés du lot A, il n'y a pas de bascule du polyéthylène, et aucune usure interne localisée n'est détectée ; dans cette configuration, on observe des lésions d'impingement entre le col prothétique et la cupule métallique, ce qui favorise la mobilisation de la pièce. En matière de diamètre de col tout est donc affaire de compromis, pour favoriser la longévité du système.

On peut aussi imaginer que l'état de surface et la matière du col soient des paramètres contributifs de l'usure circonferentielle, comme le suggère Noyer lorsqu'il évoque la « 3^{ème} articulation des prothèses totales de hanche à double mobilité ».

Le diamètre de la tête prothétique est aussi un facteur qui participe à l'usure circonferentielle de la rétention par le biais du rapport tête col ; l'augmentation du diamètre de la tête, pour un même diamètre de col, augmente le débattement du col avant sa collision avec la rétention, facteur de dégradation. La bascule du polyéthylène reste indépendante du diamètre de tête, si bien que la distance à parcourir pour permettre l'issue de la tête par usure interne n'est pas conditionnée par le diamètre de tête ; en revanche la nature et le diamètre de la tête interviennent dans la vitesse d'usure interne localisée lorsqu'elle est initiée. Dans ces conditions, l'augmentation du diamètre pourrait accélérer ce mécanisme d'usure ; ceci demande à être confronté aux données cliniques.

L'inclinaison et l'antéversion du col sont deux facteurs qui influencent la bascule du polyéthylène, et ainsi l'usure médiale localisée asymétrique de la rétentivité ; la diminution de l'inclinaison et la diminution de l'antéversion favorisent la bascule du polyéthylène et l'usure.

Ainsi, la luxation intra-prothétique entraîne une dégradation du polyéthylène mais aussi de la tête prothétique qui se dégrade au contact de la cupule tripode. Cette dégradation de la tête est source de libération de particules métalliques qui viennent tacher la synoviale réalisant la classique métallose. Tout ceci a des conséquences pratiques lorsque le système doit être révisé en cas de complications. Nous partageons l'attitude proposée par Lecuire, ⁽⁹⁵⁾ qui préconise le changement systématique de la cupule tripode et du couple de frottement, même si dans sa courte série il n'a pas toujours adopté cette stratégie. Changer la tête est facile lorsque l'on utilise un implant modulaire. Ceci reste plus complexe lorsque l'on implante une tige monobloc comme une tige de Charnley, car il faut alors changer une tige souvent bien fixée. Ceci est peut-être un argument pour proposer une tige modulaire en face d'un système à double mobilité. La nécessité de changer à titre systématique la cupule peut toutefois être discutée, en cas de subluxation par usure asymétrique vue au début, avant l'usure complète du polyéthylène. Ce point reste théorique, et ne doit pas faire changer d'attitude. S'il y a consensus vis-à-vis de la conduite à tenir face aux implants, nous insistons sur la nécessité de réaliser une synovectomie élargie pour réduire la masse de particules intra-articulaire.

Dierkhof et al, en 2004 ⁽¹¹⁶⁾ ont rapporté 6 cas de luxation de l'insert en polyéthylène dans des prothèses non cimentées de type Harris-Galante II. Ces six prothèses avaient été implantées entre 1993 et 1996. Le délai de survenue de la luxation variait de 46 à 95 mois. Les auteurs ont proposé comme explication à cette luxation une fixation non optimale de l'insert en polyéthylène dans la cupule métallique associée à un positionnement non optimal de la cupule. Dans cinq cas, l'insert et la cupule métallique ont été changés du fait de la rupture des points de fixation. Dans un cas, seul l'insert a été changé. Ces luxations d'un insert en polyéthylène par rapport au métal back ne sont donc pas l'apanage exclusif des implants à double mobilité.

Il faut insister à cette occasion, sur l'intérêt du système à double mobilité dans la prévention de l'instabilité prothétique, puisque aucune luxation n'est recensée dans

cette série. Cependant cette série fait état à 10 ans de deux épisodes de luxation intra-prothétique qui pénalisent la courbe de survie.

2. La luxation intra prothétique, complication spécifique des implants à double mobilité.

La tête métallique sort du polyéthylène par usure du listel de rétention. La tête est alors logée dans la cupule métallique, ce qui donne une image radiologique très caractéristique (Figure 28).

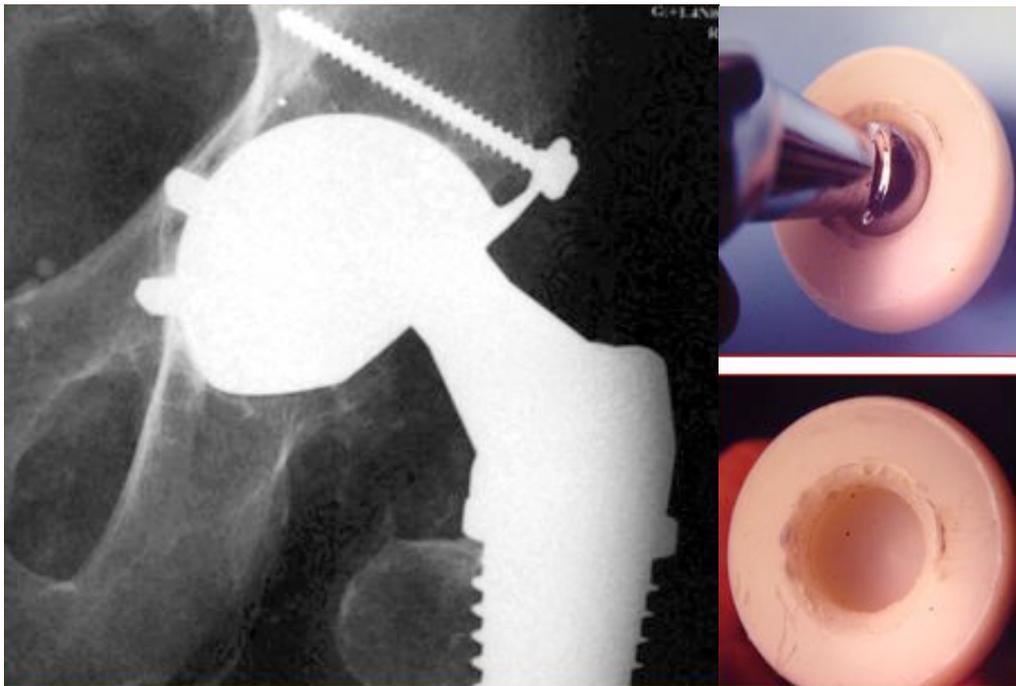


Figure 28 :

Image radiologique caractéristique d'une luxation intra-prothétique.

Aspect macroscopique de la collerette de rétention.

Dans la littérature, cet incident est rapporté dans toutes les séries consacrées à la double mobilité ⁽⁹⁸⁾, ⁽¹⁷⁾, ⁽⁹⁵⁾, ⁽¹⁸⁾.

Matériel et méthode.

Nous avons mené une analyse rétrospective exhaustive de l'ensemble des luxations intra prothétiques prises en charge dans le service entre 1991 et 2002. Nous avons pu recenser 70 cas, pour lesquels nous disposons de l'entier dossier clinique avec notamment, les caractéristiques du patient, les caractéristiques des pièces implantées ainsi que les dates d'implantation et de survenue de l'incident.

Quatre dossiers ont été exclus. Ils posaient bien le problème de l'issue de la tête à travers le listel de rétention et pourtant il n'y avait aucune usure de ce listel. Il s'agit de 4 observations de luxations vraies précoces qui ont bénéficié d'une tentative de réduction sans anesthésie générale. La force développée par l'intermédiaire du bras de levier du membre inférieur a permis l'issue de la tête à travers ce listel de rétention pourtant intact. Ces quatre dossiers doivent faire garder à l'esprit qu'en cas de luxation précoce en présence d'une double mobilité, il faut envisager une réduction sous anesthésie générale, sur un malade curarisé parfois en utilisant l'amplificateur de brillance, pour éviter ce genre d'incident.

Le listel de rétention, sur nos 70 dossiers, est toujours le même. Cependant, entre 1988 et 1991, alors que dans le service se poursuivait l'implantation de pièces en acier inoxydable, des cupules en alliage de titane ont été posées en parallèle. Dans notre série de luxation intra-prothétique, trois patients sont porteurs d'une telle cupule Titane ; pour des raisons d'homogénéité de la série, nous avons exclu ces trois dossiers.

Parallèlement, les tiges implantées en regard ont varié et nous disposons ainsi de deux lots selon l'utilisation en regard d'une tige PF ou d'une tige PRO.

Après exclusion des cupules Titane et des dossiers de luxation traumatique, ce sont finalement 63 dossiers qui sont retenus et analysés.

Les 63 patients sont porteurs d'une cupule tripode Inox.

Dans 30 cas, la tige implantée en regard est une tige PF. Il s'agit d'une tige vissée munie d'une embase monobloc en Inox poli, avec une tête de 22,2 mm. Le rapport tête col est de 1,38.

A partir de 1986, la tige implantée en regard est une tige PRO. Il s'agit d'une tige vissée avec une embase modulaire en Titane, sur laquelle est implantée une tête de 22,2, 26 ou 28 mm. Pour une tête de 22,2, le rapport tête col est de 1,7. 33 patients ont bénéficié d'une telle tige. Dans 30 cas, la tête est de 22,2 mm.

Dans chacune de ces deux populations, nous avons mené une étude cas témoin, dans la mesure où, pour chaque cas de luxation intra prothétique, nous avons tiré au sort 3 sujets implantés dans la même année, porteurs d'une prothèse en place au moment de l'incident ; nous avons alors comparé les deux groupes.

Résultats.

En terme de résultat, le délai moyen de survenue de la luxation intra prothétique est de 91 mois (Figure 29).

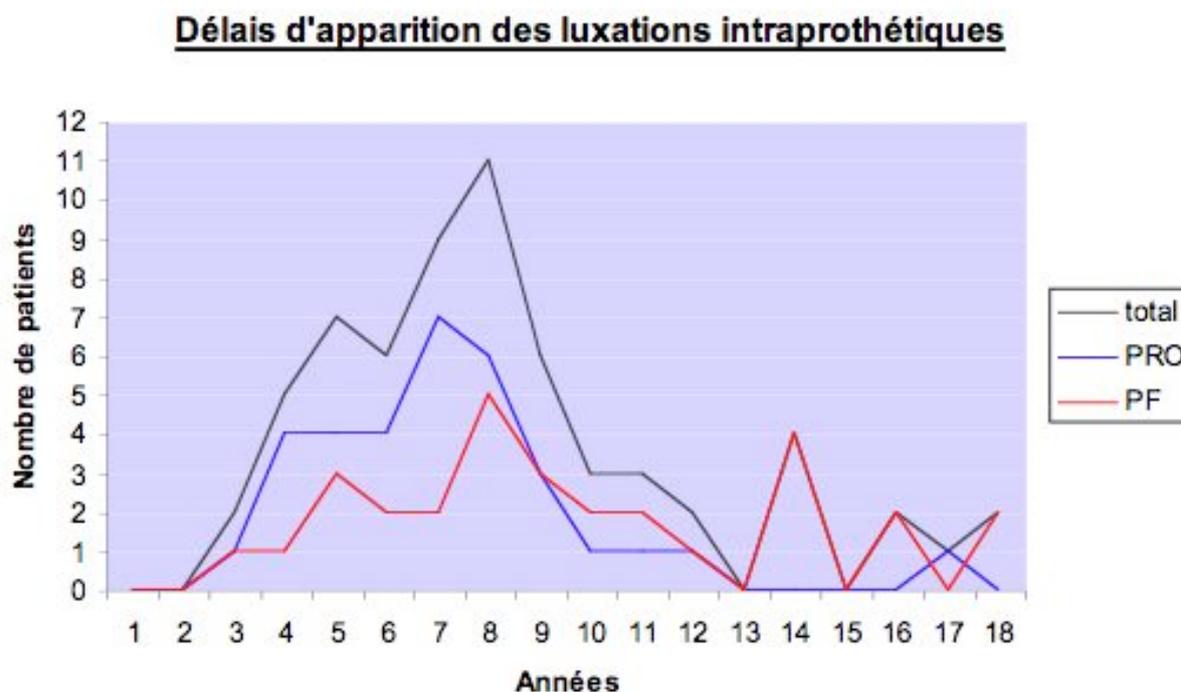


Figure 29 :

Délai d'apparition de la luxation intra-prothétique pour deux différents modèles d'implant fémoral.

Le comportement de la tige PF et de la tige PRO semble avoir une incidence sur le délai de survenue. En ce qui concerne la tige PF, le délai moyen de survenue est de 112 mois.

L'âge moyen des sujets porteurs d'une PF est de 51 ans à la date d'implantation. Le diamètre moyen du cotyle est de 54 mm. Il existe 20% de calcifications de type B3 ou B4 selon Brooker. Il existe une large prédominance des coxarthroses et des nécroses. En ce qui concerne la tige PRO, le délai moyen de survenue est de 77 mois.

L'âge moyen d'implantation des tiges PRO est de 51 ans. Le diamètre du cotyle est en moyenne de 50mm. Il existe 12 % de calcifications de type B3 ou B4. 24 patients ont été implantés pour une coxarthrose ou une nécrose.

L'âge lors de l'implantation paraît être un facteur essentiel, qui influence la survenue de cette complication, puisque les trois quarts de nos observations surviennent chez des patients implantés avant l'âge de 60 ans (figure 30).

Répartition des patients en fonction de l'âge à l'implantation

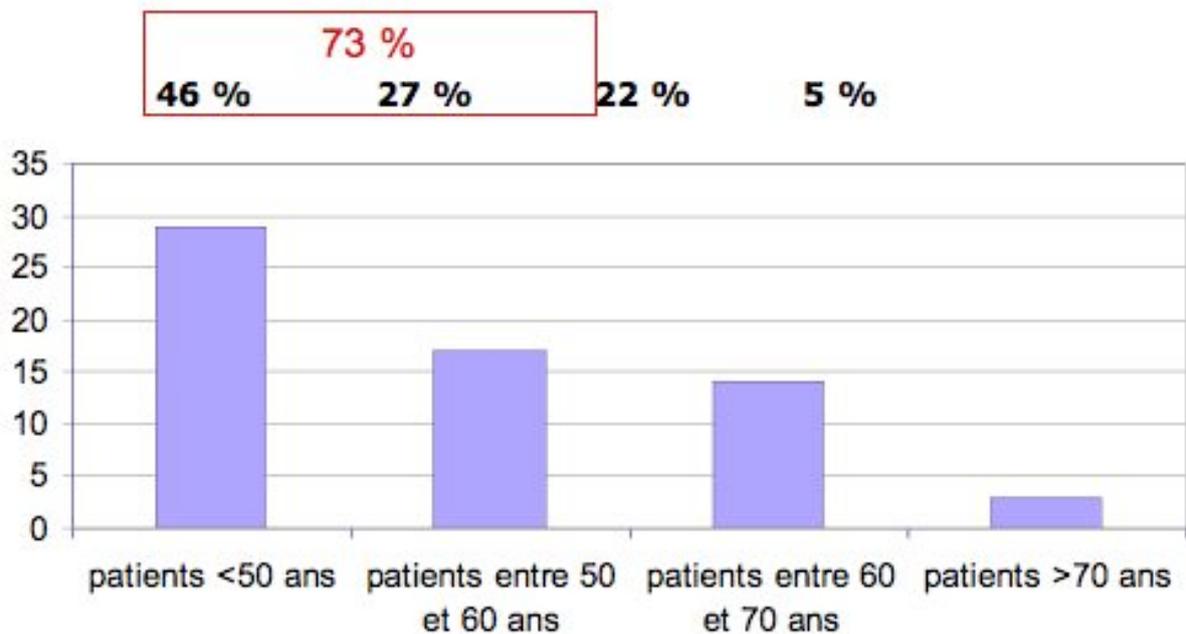


Figure 30.

Répartition de la survenue des luxations intra-prothétiques en fonction de l'âge à l'implantation.

Discussion.

Il faut insister sur le caractère tout à fait exceptionnel de la luxation intra-prothétique. Nous avons recensé finalement 67 cas en 12 ans, soit une incidence de 6 cas par an pour un service qui a utilisé de façon constante et exclusive ce système.

Le seul chiffre rapporté dans la littérature, faisant état du risque de luxation, a été rapporté par le service à propos d'une tige PF en regard d'un cotyle Tripode NOVAE. Le risque est de 2% à 10 ans.

Cette même étude fait état de l'absence d'épisode de luxation intra-prothétique pour les implantations chez des patients de plus de 70 ans.

Dans notre série, trois cas, soit 5% surviennent chez des patients implantés après 70 ans. Le risque de luxation intra-prothétique, après 70 ans, est donc exceptionnel et ne contre indique pas l'utilisation d'un tel système, pour cette population âgée, face notamment au risque accru d'instabilité prothétique post opératoire. Si la survenue d'une luxation intra-prothétique est influencée par l'âge d'implantation, le délai de survenue de l'incident apparaît cependant indépendant de l'âge d'implantation.

L'impingement du col sur le listel de rétentivité est mis en avant comme la cause essentielle de luxation intra prothétique ⁽¹⁸⁾. Pourtant, dans la série des tiges PRO, même si les effectifs sont restreints, c'est avec les têtes de plus petit diamètre que le délai de survenue est le plus long.

De même, lorsque l'on compare en tête 22,2 mm la série des PF, par rapport à la série des PRO, malgré un rapport tête/col plus grand, le délai de survenue de la luxation intra-prothétique pour les PRO est de 78 mois, contre 112 mois pour les PF. La différence est statistiquement significative ($p = 0,008$). Dans ces conditions, un faible rapport tête/col ne suffit pas à expliquer la survenue d'un tel incident. Nos résultats en terme de délai de survenue sont comparables à ceux publiés, notamment ceux de Lecuire ⁽⁹⁵⁾. Que ce soit dans la série des PF, ou la série des PRO, l'étiologie ne semble pas influencer la survenue de la luxation intra-prothétique.

Nous avons soulevé le rôle du diamètre du cotyle comme facteur favorisant la survenue d'une luxation intra-prothétique ⁽⁹⁸⁾. En fait dans la série des tiges PRO, il n'y a pas d'influence du diamètre du cotyle. En revanche, si l'on compare la série des luxations intra prothétiques dans la série des PF à la série témoin, il existe une influence statistiquement significative de la grande taille du cotyle. Dans son étude, Lecuire retrouve lui aussi des cotyles grand diamètre, entre 51 mm et 59 mm.

Lecuire a insisté sur le rôle des calcifications comme facteur favorisant. Il existe dans notre série, un taux important de calcifications B3 ou B4 selon Brooker. Cependant que ce soit dans la série des PF ou la série des PRO, il n'y a pas de différence statistiquement significative par rapport aux séries témoins. Le délai de survenue est indépendant statistiquement de la présence de calcifications ainsi que de leur stade selon Brooker.

La luxation intra-prothétique apparaît comme un phénomène exceptionnel ; une telle complication pourrait-elle toucher tous les implants ? En fait cette faillite se comporte comme un phénomène mécanique de fatigue et l'on peut définir un risque cumulé au fil des ans, selon un modèle statistique. Si l'on regarde la tige PRO, le risque cumulé à 15 ans serait de 7% (figure 31).

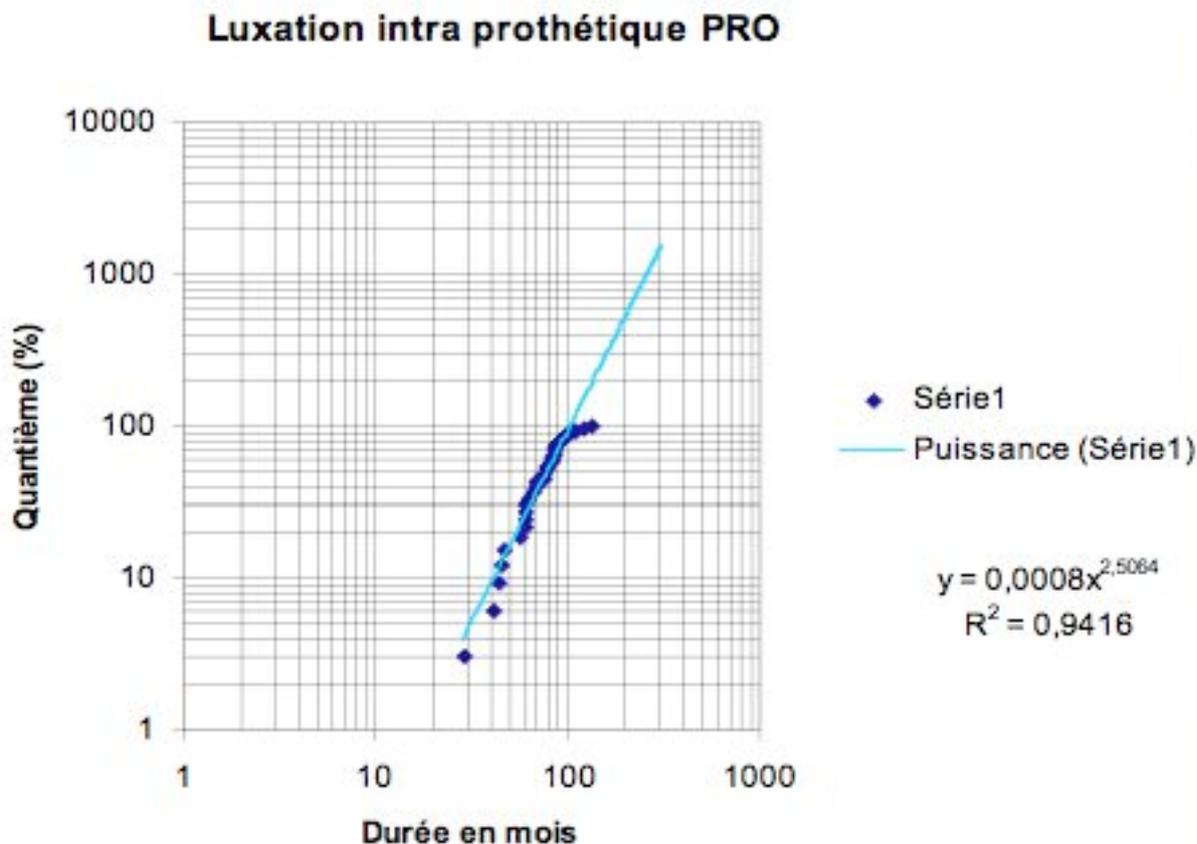


Figure 31

Extrapolation des luxations intra-prothétiques pour la série des implants fémoraux Profile.

Il s'agit là toutefois d'une extrapolation maximaliste, qui ne tient pas compte des décès dans le cadre d'une population âgée, ni des autres causes de reprises.

Conclusion.

La luxation intra prothétique dans la double mobilité apparaît comme une complication exceptionnelle, évaluée à 2% à 10 ans dans la série stéphanoise de référence. Le rapport tête-col par impingement ne suffit pas à expliquer cette complication. L'âge a un rôle prépondérant dans la survenue de la complication, de même que le diamètre du cotyle. L'étiologie et les calcifications n'ont pas fait la preuve statistique de leur rôle dans la genèse de cette complication. Cette luxation intra prothétique se comporte comme une faillite en fatigue et il est ainsi possible de définir un risque cumulé à long terme qui serait de l'ordre de 7% à 15 ans dans l'hypothèse la plus défavorable.

3 . La luxation intra-prothétique : modèle mathématique.

Deux mécanismes peuvent concourir à la survenue d'une luxation intra-prothétique. Les caractéristiques géométriques des implants font que l'un ou l'autre de ces mécanismes prédomine, ce qui participe à la détermination du délai de survenue de cet événement.

a. La luxation intra-prothétique par usure homogène.

L'usure homogène du listel de rétention par le col prothétique, pour permettre l'issue de la tête fémorale, doit être complète. Ceci fait passer le diamètre de l'ouverture à un diamètre au moins égal à celui de la tête prothétique. La zone rétention étant située en deçà du plan d'ouverture, la portion nécessairement usée pour permettre l'issue de la tête est supérieure à la collerette de rétention elle-même. En fonction des paramètres géométriques des implants, il est possible de quantifier cette réserve de polyéthylène s'opposant à la luxation intra-prothétique par usure homogène.

Soit le point R_1 , point de contact du col avec la zone de rétention avant usure. L'usure de la rétention fait passer ce point R_1 en U. La distance R_1U permet de caractériser un système quant au risque de survenue d'une luxation intra-prothétique par mécanisme d'usure homogène. On a D diamètre de tête, E surélévation du PE par rapport à l'équateur, L rayon d'entrée au listel de rétention, r hauteur du listel de rétention et d le diamètre du col. Soit A_1 l'angle d'ouverture du cotyle originel passant par R. $A_1 = 2 \arctg L/E$ (figure 32).

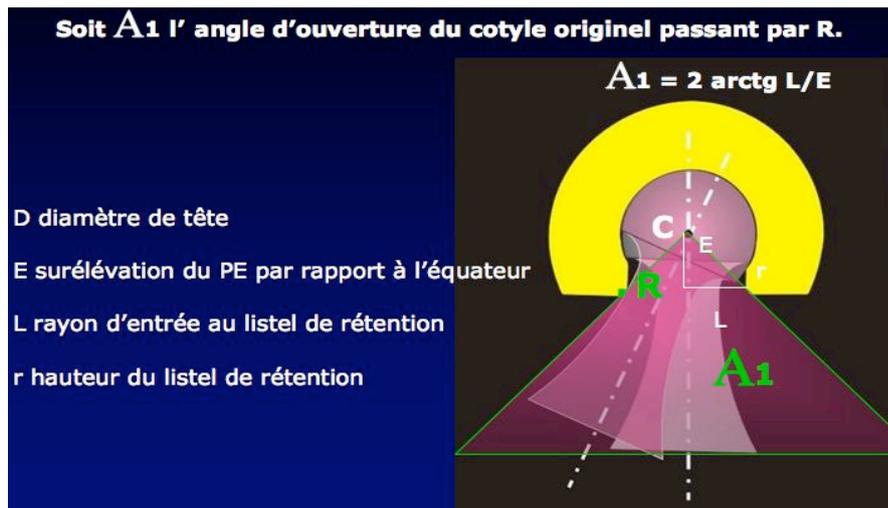


Figure 32.
Luxation intra-prothétique par usure homogène de la rétention.
Situation de départ.

Soit A_2 le nouvel angle d'ouverture du cotyle après usure, passant en R_2 , $A_2 = 2 \arctg (D/2)/(E-r)$. Soit d le cône d'oscillation du col. $\delta_1 = A_1 - 2 \arcsin d/D$. $\delta_2 = A_2 - 2 \arcsin d/D$. $\alpha = \delta_2 - \delta_1$. $R_1U = E \operatorname{tg}(1/2 * \delta_2) + d/2 / \cos(1/2 * \delta_2) - L$ (figure 33).

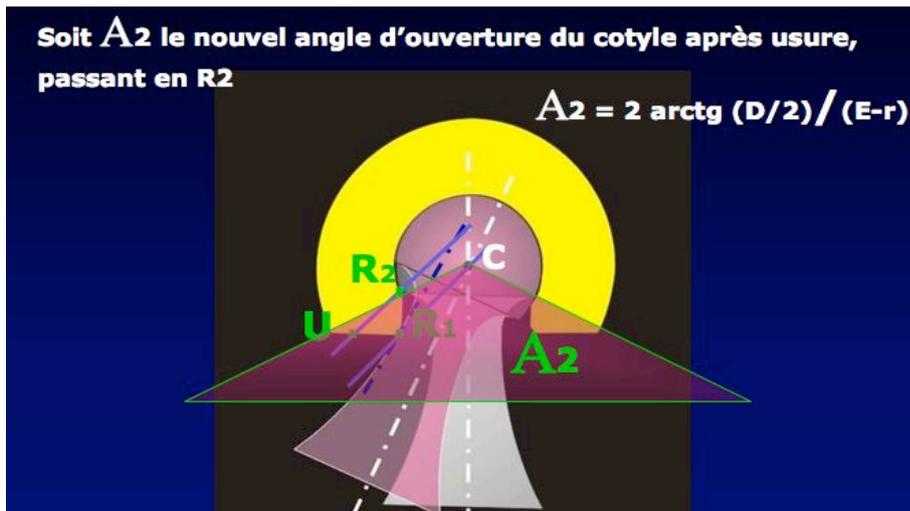


Figure 33.
Luxation intra-prothétique par usure homogène de la rétention.
Situation après usure.

Il est possible de calculer la distance R_1U pour différents systèmes de prothèses. En considérant que la vitesse d'usure est la même pour ces différents systèmes, on peut estimer la durée avant luxation intra-prothétique par mécanisme d'usure homogène du listel de rétention. Un gros col comme c'est le cas des prothèses de type PF apparaît comme favorisant la luxation intra-prothétique par usure homogène du listel de rétention alors qu'un col de petit diamètre apparaît plus protecteur. Le [tableau VII](#) donne les distances R_1U pour différentes configurations.

	R_1U	délai	vitesse	Quand?
PF 16mm	1.8 mm	112 mois 9.5 ans	0.016 mm/mois	112 mois 9.5 ans
PRO 12.3mm	3.31 mm		0.016 mm/mois	207 mois 17 ans
Charnley 12.5mm	3.17 mm		0.016 mm/mois	198 mois 16.5 ans
Col 13mm	2.98 mm		0.016 mm/mois	186 mois 15.5 ans
Col 11mm	3.82 mm		0.016 mm/mois	239 mois 20 ans

TT

ableau VII.

Délai de survenue d'une luxation intra-prothétique par usure homogène de la rétention en fonction de l'implant fémoral.

La tige fémorale de Charnley pour ce qui concerne l'usure homogène, a un comportement intermédiaire entre le gros col de la série PF et le col plus affiné de la série Profile. Une distance R_1U élevée protège de la survenue d'une luxation intra-prothétique par usure homogène du listel de rétention, mais une telle luxation peut aussi résulter d'un mécanisme différent.

b. La luxation intra prothétique par usure asymétrique.

A l'usure homogène, il convient d'ajouter l'usure asymétrique qui peut survenir lorsque l'insert en polyéthylène a basculé autour de la tête et vient au contact du col. L'usure asymétrique conjugue alors une dégradation de la rétentivité aux deux pôles de l'insert. Au pôle supérieur, la dégradation se produit du fait de la subluxation progressive de la tête. Au pôle inférieur cette dégradation est le fait du balayage du col. La luxation intraprothétique par usure asymétrique de la collerette de rétentivité nécessite, pour se produire, la bascule de l'insert en polyéthylène. L'analyse des prothèses ayant fonctionné in vivo permet de montrer que selon le modèle de prothèse étudié, cette usure asymétrique peut se manifester plus ou moins tôt. Les populations étant homogènes entre les séries pour ce qui concerne l'âge et le type d'activité selon Devane, le seul élément confondant est représenté par la géométrie des implants utilisés. Nous proposons un modèle de luxation intraprothétique par usure asymétrique de la collerette de rétentivité. La luxation peut se produire lorsque le point de contact de l'insert en polyéthylène avec le sommet de la tête prothétique franchit une certaine distance ZR (figure 34).

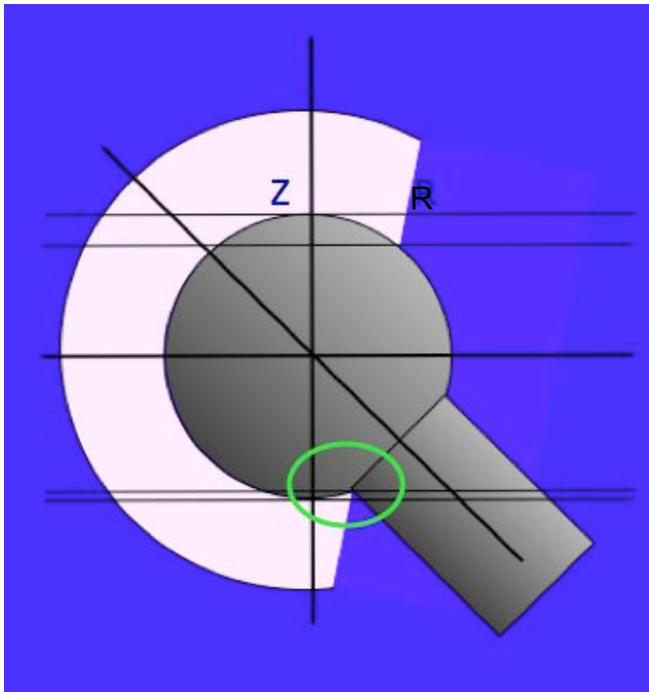


Figure 34.
Luxation intra-prothétique par usure asymétrique. Distance ZR après bascule de l'insert en polyéthylène.

Cette distance ZR représente la distance à parcourir, une fois que l'insert a basculé, pour verticaliser l'insert. En effet, une fois l'insert verticalisé, la force de réaction aura tendance à expulser la tête hors de l'insert, produisant ainsi une luxation intra-prothétique.

Cette distance ZR peut être assimilée à une réserve d'usure nécessaire avant qu'une luxation intra-prothétique par usure asymétrique de la collerette de rétentivité puisse se produire. Z est situé sur la verticale passant par le sommet de la tête et R est le point qui appartient à la fois à la tangente à la tête prothétique et à la droite parallèle au plan d'ouverture de l'insert passant par le centre de la tête prothétique lorsque l'insert est en position de bascule. Cette distance ZR varie en fonction de l'angle CC'D et du valgus fémoral, en fonction du rapport tête/col, en fonction de la forme de la rétentivité et particulièrement l'existence d'un chanfrein, l'épaisseur de la rétentivité et la hauteur de l'élévation de l'insert par rapport à l'équateur de la tête prothétique. Trois phénomènes concomitants déterminent le degré de bascule de l'insert. La position de départ est décrite par la géométrie du système. La position du contact correspond au point de départ de l'usure asymétrique et c'est dans cette position qu'est déterminée la distance ZR. Deux phénomènes d'usure s'additionnent ensuite pour accroître cette bascule : l'usure inférieure qui correspond au couple col-insert et la migration supérieure qui correspond au couple tête-insert (figure 35).

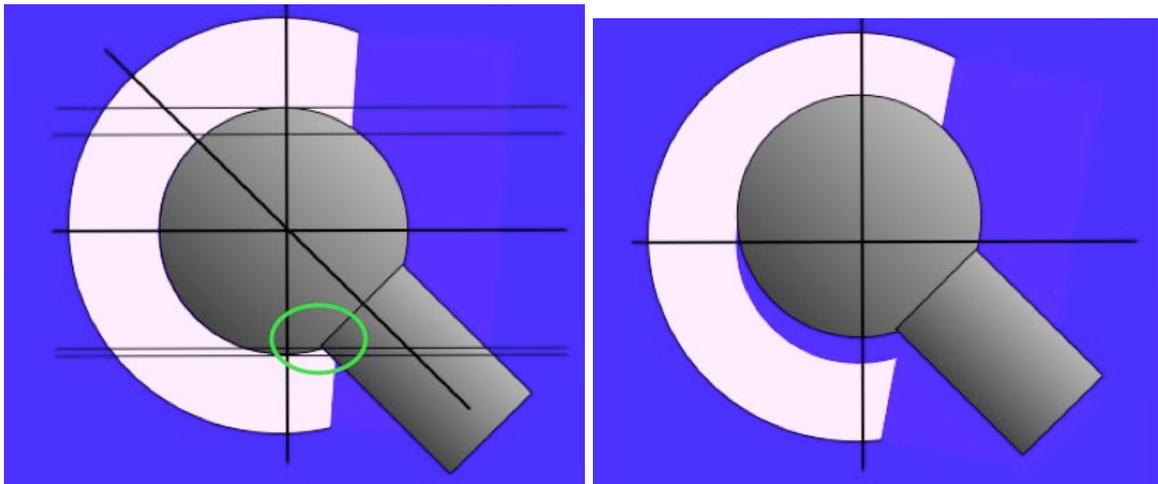


Figure 35.

La bascule de l'insert en polyéthylène s'accroît avec l'usure inférieure et la migration supérieure.

Si on se place dans le repère orthonormé xOy , avec O le centre de la tête prothétique, en position de repos le col fémoral est porté par une droite qui peut être définie par une fonction affine de type

$$y = a \times x + b$$

comme l'axe du col fémoral passe par le centre de la tête fémorale, on a

$$b = 0, \text{ d'où}$$

$$y = -x \times \tan(180 - CC'D + valgus) \quad (1)$$

Le bord inférieur du col a pour équation dans le même repère :

$$y = -x \times \tan(180 - CC'D + valgus) - \frac{D_{col}}{2} \times \frac{1}{\cos(180 - CC'D + valgus)} \quad (2)$$

Soit A le point d'ouverture de l'insert. A peut parcourir une partie du cercle ayant pour équation :

$$x^2 + y^2 = (R_{tête} - Rétivité)^2 + Élévation^2 \quad (3)$$

lorsque l'insert est basculé, x et y satisfont à la fois (2) et (3).

On a alors :

$$x^2 + \left(-x \times \tan(180 - CC'D + valgus) - \frac{D_{col}}{2} \times \frac{1}{\cos(180 - CC'D + valgus)}\right)^2 = (R_{tête} - Rétivité)^2 + Élévation^2 \quad (4)$$

Si l'insert a pour centre O, lorsqu'il est en position horizontale, en faisant abstraction du col, A a pour coordonnées

$$A \begin{pmatrix} -R_{tête} + Rétivité \\ -Élévation \end{pmatrix}$$

B, l'autre point d'ouverture de l'insert, dans la même configuration, a pour coordonnées

$$B \begin{pmatrix} +R_{tête} - Rétivité \\ -Élévation \end{pmatrix}$$

L'angle d'ouverture de l'insert

$$\widehat{AOB} = 2 \times \arctan\left(\frac{R_{tête} - Rétivité}{Élévation}\right)$$

B peut être exprimé comme l'image de A par une rotation de centre O et d'angle AOB.

Connaissant les coordonnées x_A et y_A de A, on a

$$B \begin{pmatrix} x_B \\ y_B \end{pmatrix}, \text{ avec}$$

$$x_B = x_A \times \cos \widehat{AOB} - y_A \times \sin \widehat{AOB}$$

$$y_B = x_A \times \sin \widehat{AOB} + y_A \times \cos \widehat{AOB}$$

Connaissant les différents paramètres d'un modèle prothétique que sont le rayon de la tête, le diamètre du col, la rétivité, l'élévation et l'angle CC'D on peut obtenir la valeur numérique des coordonnées de B d'où découle aisément la distance ZR.

Ainsi, pour le modèle PF on obtient une distance ZR = 9,0 mm.

Pour le modèle PRO, la distance ZR calculée est de 6,4 mm, différente de la valeur obtenue pour le modèle PF. La bascule de l'insert est plus importante dans le cas des cols de 13 mm comparés aux cols de 16mm, et la distance à parcourir avant luxation est inférieure dans cette configuration. L'usure linéaire n'est pas significativement différente au niveau de la concavité entre les deux modèles de col avec une tête de 22,2 mm en acier inoxydable ⁽⁹⁸⁾. Plus un insert bascule verticalement, plus l'usure affecte une zone proche de la rétention. Cette bascule est d'autant plus possible que le rapport tête/col est élevé, que le col est varisé et qu'il existe un chanfrein destiné à favoriser la mobilité au niveau de la mobilité interne. Le contact du col avec la zone de rétention est également déterminant. En cas de surfaces non conformes et d'autant plus que l'état de surface du col n'est pas optimal (col non poli), l'usure de l'insert à la face inférieure du col est accrue, ce qui permet à la bascule de se poursuivre.

Le matériau du col lui-même ou son état de surface peuvent être responsables d'une accélération de l'abrasion en périphérie de l'insert, ce qui accroît d'autant la bascule pour aboutir à la luxation intra-prothétique. La diminution du diamètre du col a donc un rôle favorisant dans l'accélération de la luxation intra-prothétique observée avec le modèle PRO par rapport au modèle PF.

IV. Étude expérimentale.

A. Analyse sur banc d'essai de l'usure de la convexité d'un insert en fonction du matériau utilisé pour la cupule métallique.

L'une des originalités des prothèses totales de hanche à double mobilité réside dans la mobilité possible entre une surface convexe en polyéthylène et une surface concave métallique. Le mode de fonctionnement de cette mobilité externe a fait l'objet d'un travail de DEA mené au sein du laboratoire des biomatériaux de l'École des Mines de Saint-Etienne par le docteur Grosclaude-Coumert. Dans ce travail, seule la mobilité externe était libre et suivant les essais, un matériau différent était utilisé au niveau de la concavité métallique, la mobilité interne étant fixée. Il ne s'agit donc pas à proprement parler d'une étude du fonctionnement de la double mobilité mais uniquement des effets potentiels des modifications des matériaux sur le fonctionnement de la mobilité externe.

Matériel et méthode.

Le banc d'essai utilisé pour les tests était une machine TRIBOCUP[®], qui permet l'étude du frottement et de l'usure de pièces articulaires de prothèses mais n'est pas à proprement parler un simulateur de hanche (figure 36).



Figure 36.
Dispositif expérimental avec la machine
TRIBOCUP[®]

Le dispositif comporte deux mouvements croisés alternatifs dont la cinématique est

proche de celle de la hanche. L'insert à tester, immergé dans un bac contenant du liquide physiologique artificiel (solution de Ringer), est fixe sur le bâti. La concavité de la cupule, liée à un bras mobile décrivant les deux mouvements, vient frotter sur la sphère. Comme dans la réalité, la cupule surplombe l'insert, ce qui permet l'élimination éventuelle des débris d'usure comme cela est possible dans la réalité. L'effort est appliqué de la cupule vers l'insert par l'intermédiaire d'un ressort. Le premier mouvement est baptisé « battement ». Ce terme a été volontairement adopté pour souligner que l'essai n'a pas pour cadre un simulateur. Ces battements ont une amplitude réglable de 30, 40, 50 ou 60 degrés, à définir avant l'essai. La fréquence est fixée à 0,8 Hz. Les vitesses relatives entre les surfaces des pièces testées sont donc proches des vitesses de frottement des prothèses réelles. Le deuxième mouvement possible est appelé « oscillations ». Son amplitude est variable de 10 à 180 degrés, par pas de 10 degrés. La fréquence, variable, est réglable entre 0 et 1 Hz. Pour l'ensemble des expériences les paramètres suivants ont été fixés :

- insert en polyéthylène fixe,
- cupule en mouvement,
- amplitude des battements : 60 degrés avec une fréquence de 0,8 Hz,
- oscillations 180 degrés avec une fréquence de 0,2 Hz,
- charge constante de 3000 Newton.

Un capteur de couple à jauge de déformation est fixé sur le support de la cupule. Il permet de mesurer le couple résistant au frottement de la cupule par rapport à la sphère, autour de l'axe vertical.

Conditions expérimentales.

Composition du milieu :

L'ensemble cupule insert est immergé dans un bac rempli de solution de Ringer, avec pour un litre d'eau la composition suivante : (NaCl 8,5 g, KCl 0,25 g, CaCl₂ 0,22 g, NaHCO₃ 0,15 g, pH 7,8).

Cette solution circule en permanence grâce à un système de pompes. Le circuit et les bacs sont nettoyés à l'éthanol puis rincés à l'eau distillée et la solution de Ringer est renouvelée entre chaque essai. Une pièce témoin portant le polyéthylène après avoir été pesée, a été immergée pendant trois semaines, le temps nécessaire à la réalisation de 1,5 millions de cycles, afin d'apprécier la prise de poids par absorption

d'eau. Cette prise de poids était ensuite retranchée de la perte de poids total à la fin de l'essai.

Les essais ont été réalisés à température ambiante, environ 25 degrés sous air. L'humidité et la température sont maintenues assez constantes grâce à un capot en plexiglas qui recouvre l'ensemble du système.

La cupule étudiée.

Seul le comportement tribologique de la deuxième mobilité a été étudié, la première mobilité ou mobilité interne ayant été bloquée. Le système est composé de deux parties : l'une portant le polyéthylène et l'autre contenant la cupule métallique.

Polyéthylène

Le polyéthylène est surmoulé sur un noyau métallique soudé directement à un axe cylindrique ce qui équivaut à bloquer la mobilité interne. L'axe est fixé en bas. La partie convexe du polyéthylène en frottement est donc située sous la cupule métallique comme c'est le cas in vivo. Ainsi les débris peuvent être éliminés du contact. Le noyau et l'axe sont en alliage de titane, choisi pour sa faible masse volumique puisque c'est cette pièce que l'on pèse pour mesurer l'usure du polyéthylène. Le diamètre du polyéthylène est de $48,6 \pm 0,1$ mm, surmoulé sur un noyau de $36,1 \pm 0,1$ mm de diamètre. L'axe mesure $52,8 \pm 0,2$ mm de long sur un diamètre de 18 mm. La hauteur totale de la pièce est de $74,35 \pm 0,025$ mm. Dix pièces de ce type ont été utilisées.

Cupule métallique.

La cupule étudiée est de forme et de taille identique au modèle SUNFIT (société SERF). Elle est fixée par du polyméthacrylate (PMMA), dans une pièce adaptable sur TRIBOCUP® spécialement conçue pour l'étude. Les dimensions de la cupule sont : diamètre extérieur égal à $55 \pm 0,2$ mm, diamètre intérieur égal à $49 \pm 0,13$ mm et hauteur égale à $30 \pm 0,2$ mm. Trois types de cupule métallique ont été testés : acier inoxydable 316 L, acier inoxydable 316 L dopé à l'azote et alliage de cobalt chrome.

Matériau utilisé.

Polyéthylène.

Il s'agissait d'un polyéthylène à très haut poids moléculaire (UHMWPE). Ses

caractéristiques étaient : un poids de cendres < 150 mg par kg, une résilience de 112 kilojoules par m², une résistance ultime à la traction de 21,5 MPa et un allongement après rupture de 403 %.

Les inserts en polyéthylène ont été obtenus à partir de poudre de G. U. R. 1050 traitée en compression moulage. Les pièces n'ont pas été stérilisées.

Acier inoxydable 316 L.

Composition.

L'acier inoxydable utilisé est un acier forgé à très faible teneur en carbone et à inclusions contrôlées provenant de la société Aubert et Duval. Cet acier répond à la norme ISO 5832 -- 1, nuance D. Sa composition en pourcentage massique était la suivante : carbone 0,012, manganèse 1,82, silicium 0,41, soufre < 0,002, phosphore 0,016, chrome 17,51, nickel 14,85, molybdène 2,75, cuivre 0,12, fer Q. S. P. 100 %.

Mode de fabrication.

L'acier utilisé présente une structure austénitique obtenue après un traitement thermique d'hypertrempe (maintien à 1065 degrés pendant une demi-heure suivi d'un refroidissement rapide). Les barres d'acier sont ensuite forgées pour obtenir une forme de cupule. Chaque cupule est alors usinée puis polie manuellement.

Acier inoxydable 316 L dopé à l'azote.

Composition.

Il s'agit d'un acier inoxydable dopé à l'azote correspondant à la norme ISO 5832 -- 9. Cet acier est connu pour sa très bonne résistance à la corrosion par crevasses en milieux acides et chlorurés, ce qui nous a incité à étudier cette nuance en frottement encore peu utilisée en orthopédie, une teneur en azote importante favorisant la résistance à la corrosion localisée. Les pourcentages de chrome et de manganèse sont plus importants dans les aciers 316 L dopé à l'azote que dans les aciers 316 L car ils augmentent la solubilité de l'azote lors de l'élaboration des aciers. La proportion de nickel est plus faible en raison du pouvoir gammagène de l'azote. Les caractéristiques mécaniques ainsi que la composition chimique de l'acier inoxydable 316 L dopé à l'azote étaient les suivantes en pourcentage massique : carbone 0,05, manganèse 4,06, silicium 0,26, soufre 0,01, phosphore 0,02, chrome 20,91, nickel 9,48, molybdène 2,13, cuivre 0,07, azote 0,38, niobium 0,29, fer Q. S. P. 100 %.

Mode de fabrication.

Le mode de fabrication est identique à celui utilisé pour l'acier inoxydable 316 L. L'acier 316L dopé à l'azote est également livré à l'état écroui. Des micrographies à cœur ont été effectuées afin de vérifier la conformité de la cohésion intergranulaire, l'absence de microfissures, l'absence de ferrite delta et de précipités intergranulaires.

Alliage de cobalt chrome.

Composition.

Il s'agit d'un alliage à couler à base de cobalt, de chrome et de molybdène répondant à la norme ISO 5832 -- 4. Sa composition massique est la suivante : carbone 0,25, silicium 0,73, manganèse 0,47, soufre 0,002, phosphore 0,01, nickel 0,15, chrome 29,01, molybdène 6,49, tungstène < 0,1 , fer 0,56, bore 0,005, aluminium 0,01, azote 0,14, cobalt Q. S. P. 100 %.

Mode de fabrication.

L'alliage est tout d'abord coulé dans un moule pour lui donner la forme d'une cupule. Deux traitements thermiques suivent cette étape : premièrement une compression isostatique à chaud à $1200\text{ °C} \pm 10\text{ °C}$ pendant quatre heures à une pression de 100 MPa dans de l'azote. La compression isostatique à chaud est suivie d'un refroidissement lent à l'origine de la précipitation des carbures aux joints de grains. Un second traitement thermique appelé « mise en solution » à une température $1200\text{ °C} \pm 10\text{ °C}$ est appliqué pendant 1 heure 15 minutes. Cette opération est suivie d'un refroidissement rapide pour éviter une nouvelle précipitation des carbures.

	Acier 316 L	Acier 316 LN	Cobalt chrome
Limite d'élasticité à 0,2 % (MPa)	241	488	626
Résistance ultime à la traction (MPa)	572	882	818
Allongement après rupture (%)	49	39,5	13
Module d'Young E (GPa)	200	200	210
Coefficient de Poisson	0,3	0,3	0,3

Propriétés mécaniques des différents alliages : données fournisseur.

Protocole expérimental.

Trois essais ont été effectués pour chaque type de cupule soit neuf essais en tout. L'ordre dans lequel les essais ont été réalisés était aléatoire. Chaque cupule a été testée pendant 1,5 millions de cycles, un cycle correspondant à un battement. La fréquence des battements étant de 1 Hz, une semaine était nécessaire pour effectuer 500 000 cycles.

Caractérisation.

Pesée.

Tous les 500 000 cycles, la pièce portant le polyéthylène est démontée et pesée. Une pièce supplémentaire, portant le polyéthylène, a été immergée dans la solution pendant trois semaines, temps nécessaire à la réalisation des 1,5 millions de cycles. Ceci permet d'apprécier la prise de poids par absorption d'eau dans le polymère. Cependant, le poids de la partie métallique est trop important pour utiliser une balance suffisamment précise pour mesurer de petites variations (chaque pièce pèse plus de 200 grammes). La balance utilisée avait une précision de l'ordre du milligramme.

Mesure du couple de frottement.

Le capteur de couple à jauge de déformation fixée sur la cupule, permet d'enregistrer ponctuellement le couple résistant au frottement de la cupule contre le polyéthylène autour de l'axe vertical tout au long de l'essai et sur une durée suffisante pour être représentative. Cette mesure a été effectuée une dizaine de fois lors de chaque essai.

Méetrologie.

Pour quatre inserts en polyéthylène, un relevé dimensionnel a été effectué avant et après frottement, dans le plan horizontal et dans le plan sagittal.

Dans le plan horizontal, à partir de chaque hémisphère, six cercles ont été dessinés. Chaque cercle appartient à un plan horizontal, parallèle à la base de la demi-sphère et passant par des points pris sur la circonférence à une hauteur définie,

respectivement 3 mm, 6,5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm et 25 mm de la base. Pour chaque cercle, le positionnement de 8 points a été déterminé par palpation. Des déformations circulaires dans le plan horizontal sont alors recherchées et comparées aux mesures avant frottement.

Dans le plan sagittal, huit génératrices, faisant entre elles un angle de 45 degrés et passant par le sommet, ont été définies. Sur chaque génératrice, à l'aide d'un projecteur de profil, la position de seize points a été déterminée avec enregistrement de leurs coordonnées cartésiennes. Un relevé de singularité a ensuite été tracé pour rendre compte de la déformation de la pièce dans chaque direction. Les résultats ont été comparés avec le relevé effectué avant frottement.

Aspect macroscopique des cupules.

Chaque cupule est observée macroscopiquement à l'oeil nu, en particulier pour noter l'état corrodé ou non du fond de la cupule.

Microscope électronique balayage.

Une cupule de l'alliage cobalt chrome a été coupée transversalement à un centimètre du fond pour conserver uniquement la partie endommagée et pouvoir l'observer en microscopie électronique à balayage. Il s'agit d'un microscope JSM -- 840 de la marque JEOL. Cet appareil est doté d'une microseconde d'analyse à dispersion d'énergie (EDS). Il permet d'effectuer une analyse chimique semi-quantitative ainsi que des images d'électrons secondaires ou de photons X.

Résultats.

Évolution du poids de la pièce portant le polyéthylène.

La pièce témoin, immergée dans le liquide de Ringer pendant trois semaines, a présenté une augmentation de masse de 13 mg.

Évolution de la masse au cours des cycles en fonction du matériau de la cupule.

Acier 316 L :

	Premier essai	Deuxième essai	Troisième essai	Moyenne
0 cycle	208,090	207, 610	207,763	207, 821

500 000 cycles	208,090	207,623	207,767	207,827
1 M cycles	208,083	207,619	207,767	207,823
1,5 M cycles	208,090	207,617	207,766	207,824
Poids initial - final	0,000	-0,007	-0,003	-0,003
Perte de masse	0,013	0,006	0,010	0,010

Acier 316 L dopé à l'azote :

	Premier essai	Deuxième essai	Troisième essai	Moyenne
0 cycles	207,400	207, 875	207,638	207, 637
500 000 cycles	207,408	207,881	207,622	207,637
1 M cycles	208,408	207,891	207,624	207,641
1,5 M cycles	208,373	207,870	207,594	207,612
Poids initial - final	0,027	0,005	0,044	0,025
Perte de masse	0,040	0,018	0,057	0,038

Alliage cobalt chrome :

	Premier essai	Deuxième essai	Troisième essai	Moyenne
0 cycles	207,944	208, 132	207,905	207, 994
500 000 cycles	207,934	208,121	207,907	207,987
1 M de cycles	207,927	208,102	207,910	207,980
1,5 M de cycles	208,373	207,870	207,594	207,612
Poids initial - final	0,039	0,037	0,014	0,030

Perte de masse	0,052	0,050	0,027	0,043
----------------	-------	-------	-------	-------

Évolution du couple de frottement.

Pour tous les essais et quel que soit le métal utilisé, il existe une période de rodage avec un couple de frottement élevé qui se stabilise aux environs de 150 000 cycles. En termes de couple de frottement, l'alliage de cobalt chrome a un mauvais comportement alors que l'acier inoxydable dopé à l'azote est nettement supérieur. La dispersion des résultats augmente avec la valeur moyenne du couple de frottement. Nous avons effectué une analyse statistique pour les valeurs mesurées après 150 000 cycles en utilisant le logiciel SPSS pour Windows.

Moyenne, effectif et écart type du couple de frottement pour chaque métal, les trois essais étant confondus.

Métal	Moyenne	Effectif	Écart type
316 L	0,8459	32	0,2444
316 L dopé à l'azote	0,5417	24	0,1633
Chrome cobalt	1,9250	22	0,6150
Total	1,0567	78	0,6721

Métrologie.

Relevés dimensionnels.

Déformation sphérique dans les plans horizontaux.

Dans le plan horizontal, il n'a été observé aucune variation de la forme circulaire dépassant les limites de la tolérance dans les couples proches de la base de la demi-sphère, ce qui s'explique par le faible frottement à cet endroit.

Déformation sphérique selon les génératrices passant par le sommet.

En revanche, dans le plan sagittal, des déformations importantes ont été observées. Il s'agit toujours d'un aplatissement du sommet de la demi sphère, associée à un élargissement du pourtour, comme si la pièce avait été «écrasée». Cet élargissement varie de 20 micromètres à 50 micromètres entre l'insert testé avec l'acier 316 L dopé à l'azote et l'insert testé avec le chrome cobalt. L'écrasement au sommet est également

plus important pour le chrome cobalt que pour l'acier 316 L dopé à l'azote (50 micromètres contre 10 micromètres) .

Calcul des volumes.

Le volume de la demi-sphère parfaite est de $30\,052\text{ mm}^3$. Si on retranche le volume de la calotte sphérique de 0,2 mm d'épaisseur, on obtient un volume de $30\,049\text{ mm}^3$. Ce volume est proche de celui des pièces avant frottement dont le volume varie de $29\,983\text{ mm}^3$ à $29\,987\text{ mm}^3$. La pièce ayant frotté contre l'acier 316 L a gagné 5 mm^3 . La variation de volume avec l'acier dopé à l'azote était également positive avec un gain de 28 mm^3 après frottement. Pour les deux pièces ayant fonctionné contre l'alliage de chrome cobalt, on obtient dans un cas une perte de 41 mm^3 et dans l'autre un gain de 27 mm^3 .

Aspect macroscopique des cupules.

L'observation à l'œil nu permet de noter la présence de phénomènes de corrosion dans les cupules en acier. Cette corrosion est moins marquée avec l'acier 316 L dopé à l'azote où elle est cependant présente. En revanche les cupules en alliage de chrome cobalt sont dépourvues de toute trace de corrosion. En observant en lumière rasante les cupules en alliage de chrome cobalt, on trouve la présence de piquetés dans la zone de frottement.

Microscope électronique à balayage

Cupule en alliage de chrome cobalt.

L'analyse d'une cupule d'alliage chrome cobalt au microscope électronique à balayage permet de voir son état de surface et de rechercher des porosités. Cette analyse a effectivement permis de retrouver des porosités d'un diamètre d'environ 50 micromètres, bien réparties sur la surface. Ces porosités contenaient parfois une image dense aux électrons. L'analyse chimique semi-quantitative (spectroscopie EDS) de cette image a révélé la présence de l'élément silicium en grande quantité et de l'élément oxygène traduisant très probablement la présence de silice. Il existe également des taches, peu dense aux électrons, qui apparaissent comme posées sur la surface. L'analyse en spectroscopie EDS de ces éléments montrait en plus des pics de cobalt, de chrome et de molybdène, des pics d'oxygène et de carbone correspondant probablement à du polyéthylène oxydé.

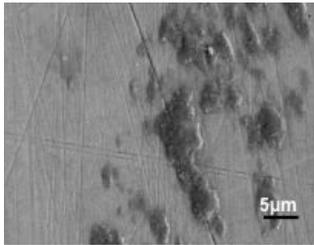


Figure 37
Etat de surface en Microscopie
Electronique à Balayage d'une
cupule en chrome cobalt.

Ces débris de polyéthylène sont nombreux dans la zone de frottement. Ils ont une forme allongée de dix à vingt micromètres de long sur deux à trois micromètres de large. (Figure 37)

D'autres taches, beaucoup moins nombreuses, arrondies, d'environ cent micromètres de diamètre et très denses aux électrons sont retrouvées à la surface.

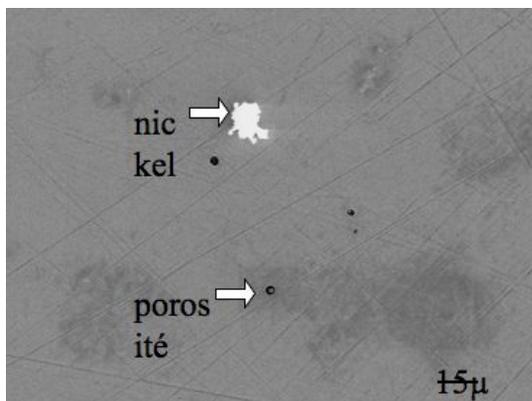


Figure 38
Analyse EDS de cupules
en chrome cobalt. Zone
comportant du nickel en
grande quantité

Elles ne paraissent cependant pas en relief comme les traces de polyéthylène. L'analyse EDS y retrouve une grande quantité de nickel. (Figure 38)

Débris de polyéthylène.

Une particule de polyéthylène, éjectée lors du frottement contre l'alliage chrome cobalt, a été analysée après avoir été métallisée à l'or.

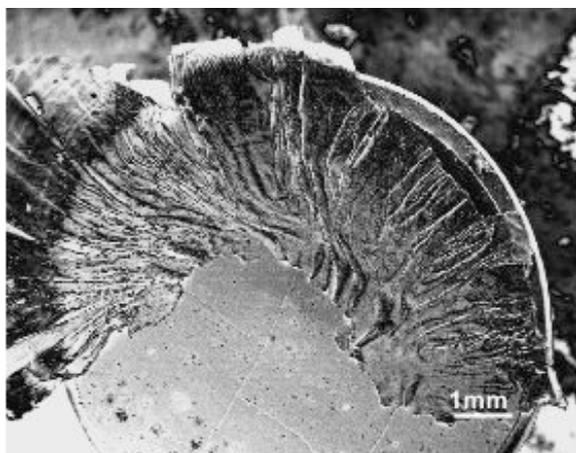


Figure 39.

Analyse au MEB d'une particule de polyéthylène ayant frotté contre l'alliage de chrome cobalt.

Un agrandissement de cette zone montre une importante délamination du polymère.

Discussion.

La perte de poids.

Les résultats des pesées montrent que la perte de poids la plus faible se produit pour les pièces ayant frotté contre l'acier 316 L alors que celles qui ont frotté contre les deux autres métaux présentent une perte de poids plus importante. Il faut cependant rester prudent quant à l'interprétation de ses résultats : en effet la pièce à peser a un poids important, or la pièce en polyéthylène ne représente qu'une faible partie de la masse totale de la pièce. Les mesures effectuées retrouvent une perte de poids moyen variant de 0,013 à 0,043 g ce qui représente un dix millième de la masse totale. Par ailleurs, l'analyse de l'évolution du poids en fonction du nombre de cycles de frottement montre que celle-ci paraît très aléatoire avec parfois une augmentation de poids importante, probablement par absorption d'eau suivie d'une diminution ou bien l'inverse. Les résultats auraient probablement été différents si l'expérience s'était arrêtée à un million de cycles. Enfin les phénomènes de corrosion constatés au pied de l'axe métallique compliquent encore le problème. Un système démontable aurait sans doute permis des mesures plus fiables mais en prenant alors le risque de diminuer la résistance du système de fixation et de s'exposer à du fretting corrosion.

Variation du couple de frottement.

Ces résultats sont très reproductibles quel que soit le matériel testé. L'acier inoxydable dopé à l'azote est le matériau pour lequel la valeur du couple de frottement est minimale, devant l'acier 316 L et l'alliage de chrome cobalt. Les différences sont hautement significatives avec $p < 0,001$. Nous avons cherché à comprendre les mauvais résultats de l'alliage chrome cobalt. En effet, si les premières tentatives d'utilisation de ce couple s'étaient révélées plutôt décevantes ⁽¹¹⁷⁾, l'amélioration de l'alliage avec notamment la diminution de la taille des carbures et la diminution de la concentration en carbone avaient permis d'obtenir des résultats équivalents à ceux d'un couple acier polyéthylène classique avec des usures de l'ordre du dixième de millimètre par an ⁽¹¹⁸⁾. Le principal intérêt du chrome cobalt par rapport à l'acier réside dans sa grande résistance à la corrosion qui le fait préférer à l'acier inoxydable à condition d'avoir un comportement en frottement correct. Il existe deux

différences fondamentales entre les couples testés dans la littérature et nos expérimentations. Premièrement, l'alliage utilisé habituellement est obtenu par la métallurgie des poudres, puis forgé avec une structure qui est donc différente de l'alliage coulé utilisé dans cette expérimentation. Deuxièmement, les essais rapportés dans la littérature ont été effectués entre une concavité de polyéthylène contre une convexité métallique.

Les alliages coulés passent de l'état liquide à l'état solide. C'est cette phase de solidification qui est néfaste car le volume du métal à l'état liquide est plus important qu'à l'état solide. Il y a alors apparition d'espaces vides et de porosités. Si ces trous affleurent la surface, ces irrégularités ont sur le polyéthylène l'effet d'une véritable râpe. L'alliage de chrome cobalt utilisé dans nos essais était moulé avec une compression isostatique à chaud pour diminuer ces phénomènes. Les mauvais résultats en terme de couple de frottement obtenu avec cet alliage devraient inciter à observer la surface concave des cupules à double mobilité au microscope électronique à balayage.

Observation au microscope électronique à balayage de la cupule en chrome cobalt.

Cette observation a permis de retrouver des porosités de 5 micromètres de diamètre, certaines contenant l'élément silicium. Celui-ci vient probablement du polissage manuel qui est effectué avec une pâte à base de silice. Nous n'avons en revanche pas d'explication quant au dépôt de nickel, cet élément n'existant pas sous cette forme dans l'alliage. Les nombreuses particules de polyéthylène, d'environ 10 micromètres de long, adhérentes à la surface, sont bien en accord avec les médiocres résultats en termes de couple de frottement de cet alliage.

Métrie

Tous les inserts ont présenté la même déformation avec un aplatissement du sommet et un élargissement de la circonférence. Si l'élargissement correspond à un fluage du matériau (par déformation plastique) sous l'effet de la pression, il est difficile d'attribuer la responsabilité de l'aplatissement à un seul mécanisme. En effet il peut provenir du fluage et/ou de l'usure du polyéthylène. Des mesures de poids n'ont pas permis d'affirmer l'existence de perte de matière, mais l'observation de l'insert testé avec l'alliage de chrome cobalt montre un endommagement majeur avec des stries d'usure abrasive.

On peut se demander si la présence du noyau métallique dans l'insert ne favorise pas l'écrasement du polyéthylène sur ce support rigide en modifiant les caractéristiques

mécaniques de l'ensemble. Il faudrait pour cela comparer les relevés de sphéricité d'inserts tout en polyéthylène avec les résultats de cette expérimentation.

Observation macroscopique.

L'analyse du fond des cupules a confirmé la très bonne résistance à la corrosion de l'alliage de chrome cobalt avec cependant un aspect piqueté suspect. Ce piqueté pourrait correspondre à des amas de polyéthylène oxydé adhérent à la cupule. L'acier 316 L dopé à l'azote a montré sa supériorité par rapport à l'acier 316 L bien qu'on y retrouve aussi quelques traces de corrosion.

Conclusion

De l'analyse de ces trois surfaces de frottement, il apparaît qu'outre le matériau, le mode d'usinage est également important. En effet, l'alliage de cobalt-chrome a habituellement la réputation de produire moins d'usure du polyéthylène en regard que l'acier 316L. Cette expérimentation souligne l'intérêt d'effectuer des tests avant implantation d'un nouveau matériau et à les comparer à l'existant. Il n'est pas possible de se contenter de la composition chimique du matériau pour décider de sa supériorité. Les tests doivent porter sur un matériel « prêt à implanter », ce qui permet de connaître les effets du processus de fabrication sur les caractéristiques mécaniques et tribologiques de l'implant. Il est fondamental d'étudier les caractéristiques d'un couple de frottement et non les caractéristiques de chacun des éléments pris séparément. Pour le chrome cobalt, celui-ci présente d'excellentes aptitudes tribologiques en face d'un autre élément également en chrome cobalt, a fortiori si le taux de carbure est élevé. Il en va tout différemment lorsqu'il est en présence de polyéthylène. Dans ce cas, les carbures, au lieu d'optimiser le frottement en diminuant la perte de matière du métal agissent comme des aspérités par rapport au polyéthylène, plus mou, qui présente alors une usure accrue. Une modification apportée dans le fonctionnement d'un système donné doit donc faire ses preuves avant de pouvoir être considérée comme une amélioration.

B. Etude des contraintes à l'interface : existe-t-il un effet protecteur sur l'ancrage de la présence d'un deuxième niveau de mobilité ?

Les objectifs de cette étude étaient multiples. Il s'agissait d'une part de déterminer quel(s) interface(s) étai(en)t le siège d'un mouvement lors de conditions optimales de fonctionnement. Il s'agissait également dans un deuxième temps de vérifier si la présence de deux niveaux possibles de mobilité permettait de diminuer les contraintes à l'interface os implant. L'ensemble des essais nécessaires à cette étude a été effectué sur machine Tribocup® du laboratoire des biomatériaux du Centre d'Ingénierie et Santé de l'Ecole des Mines de Saint-Etienne. Les matériaux à tester (tête, insert et cupule métallique) ont été fournis par la société SERF (Décines 69).

Matériel et méthodes

Pour tous les essais les pièces en présence avaient les caractéristiques suivantes. La tête prothétique était en chrome cobalt avec un diamètre de 22,2 mm. Les inserts étaient en polyéthylène UHMWPE avec un diamètre interne de $22,25 \pm 0,05$ mm et étaient conçus pour fonctionner avec des cupules en acier inoxydable 316 L avec un diamètre extérieur de 55 mm. Les différents essais ont été effectués sur des implants de même diamètre pour faciliter l'interprétation des résultats. Les cupules étaient du modèle Sunfit de la société SERF, destinées à être implantées en pressfit, sans trous additionnels. Un essai utilisait le modèle Novae-E qui comporte 2 trous dans lesquels deux plots d'ancrage sont mis en place pour augmenter la stabilité primaire de l'implant. Les conditions générales qui régnaient lors de la réalisation des essais étaient une charge constante de 300 daN, un milieu de Ringer, une température de $20 \pm 2^\circ\text{C}$ et un nombre total de cycles par degré de mobilité testé de 300000. Les mouvements appliqués à la cupule portée par le bras mécanique étaient un mouvement alternatif de rotation appelé battement, autour d'un axe orthogonal au col fémoral, avec une fréquence de 0,8 Hz et une amplitude de 30° et un mouvement de rotation autour de l'axe matérialisé par le bras et appelé oscillation avec une fréquence de 0,2 Hz et une amplitude de 180° . L'oscillation est le mouvement de rotation autour de l'axe du ressort qui applique la charge et le battement est un mouvement de rotation autour d'un axe horizontal de la machine, constamment perpendiculaire à l'axe du ressort. En plus des mesures de couple de frottement, nous avons cherché à mettre en évidence une éventuelle mobilité de l'insert par rapport à la cupule métallique y compris pour des mouvements de faible amplitude.

Pour ce faire, un repérage a été effectué sur l'insert et sur le métal back avec des observations tous les 20000 cycles à la recherche d'un découplage entre ces marques. Les essais ont été réalisés avec un bac de solution de Ringer transparent en plexiglas et un miroir sous ce dernier ce qui permettait une observation des mobilités mises en jeu (figure 40).



Figure 40.
Le système TRIBOCUP® équipé d'un miroir

Deux essais ont été réalisés dans les conditions suivantes : dans un premier temps, de 0 à 300000 cycles, les deux niveaux de mobilité étaient libres afin de déterminer le couple de frottement et de déterminer à quel(s) niveau(x) s'effectue le mouvement. Dans un deuxième temps, de 300000 à 500000 cycles, la mobilité interne est collée à la glu afin de faire fonctionner la seconde. Au cours de l'essai n°3, seule la mobilité interne est libre, la mobilité externe est fixée à la glu avant le début de l'essai. L'essai n°4 est réalisé dans les mêmes conditions que les essais n°1 et 2, c'est-à-dire que dans un premier temps, les deux mobilités sont libres afin de déterminer quelle(s) mobilité(s) fonctionne(nt), ensuite la mobilité interne est collée à la glu afin de faire fonctionner la mobilité externe. La cupule testée dans cet essai possède deux trous permettant de faire passer des plots de l'intérieur vers l'extérieur du cotyle.

Les essais n° 5 et 6 ont été conçus pour apprécier l'effet d'un blocage de la mobilité externe sur le couple de frottement, tout en tenant compte des effets du simple démontage et remontage du système sur le couple de frottement. De 0 à 200000

cycles, les deux mobilités sont libres. A 200000 cycles, le système est arrêté pour démontage et remontage des pièces sans modification. Entre 200000 et 400000 cycles, le système est laissé libre. Un nouvel arrêt est effectué à 400000 cycles où il est procédé à un démontage du système, au collage de la mobilité externe et au remontage du système. Le système fonctionne alors de 400000 à 600000 cycles. Un nouvel arrêt est effectué à 600000 cycles avec un démontage et un remontage du système, sans décoller la mobilité externe.

Des mesures du couple de frottement ont été effectuées pendant les mouvements d'oscillation avec et sans battements. La mesure du couple de frottement a été effectuée autour de l'axe de rotation des oscillations.

Résultats.

Le 1^{er} essai comporte 2 phases (figure 41).

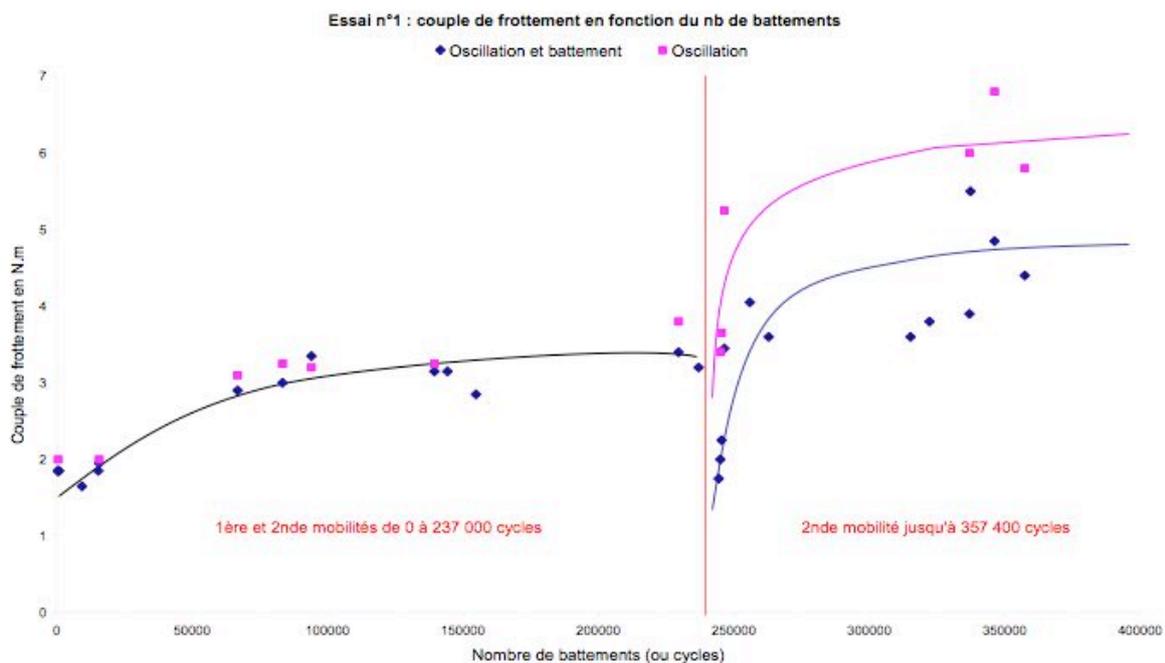


Figure 41.

Essai N°1.

Dans le 1^{er} essai, pendant la période où les deux mobilités peuvent fonctionner, le couple de frottement mesuré est de l'ordre de 2 N.m en début d'essai puis se stabilise entre 3 et 3,5 N.m. à partir de 100000 cycles. Il n'y a pas de différence significative dans les mesures avec ou sans battements. Il n'a pas été observé de déphasage entre les marques de la cupule et de l'insert pendant toute la durée de

l'essai. Lorsque la 1^{ère} mobilité est fixée, le couple de frottement augmente de 3,5 N.m à 7 N.m. Il est plus élevé en oscillations seules qu'en oscillations et battements. Hormis au tout début de cette seconde période, le couple de frottement de la 2^{ème} mobilité est supérieur à celui où les 2 mobilités peuvent être sollicitées.

Le 2^{ème} essai avait pour but de doubler le 1^{er} essai (figure 42).

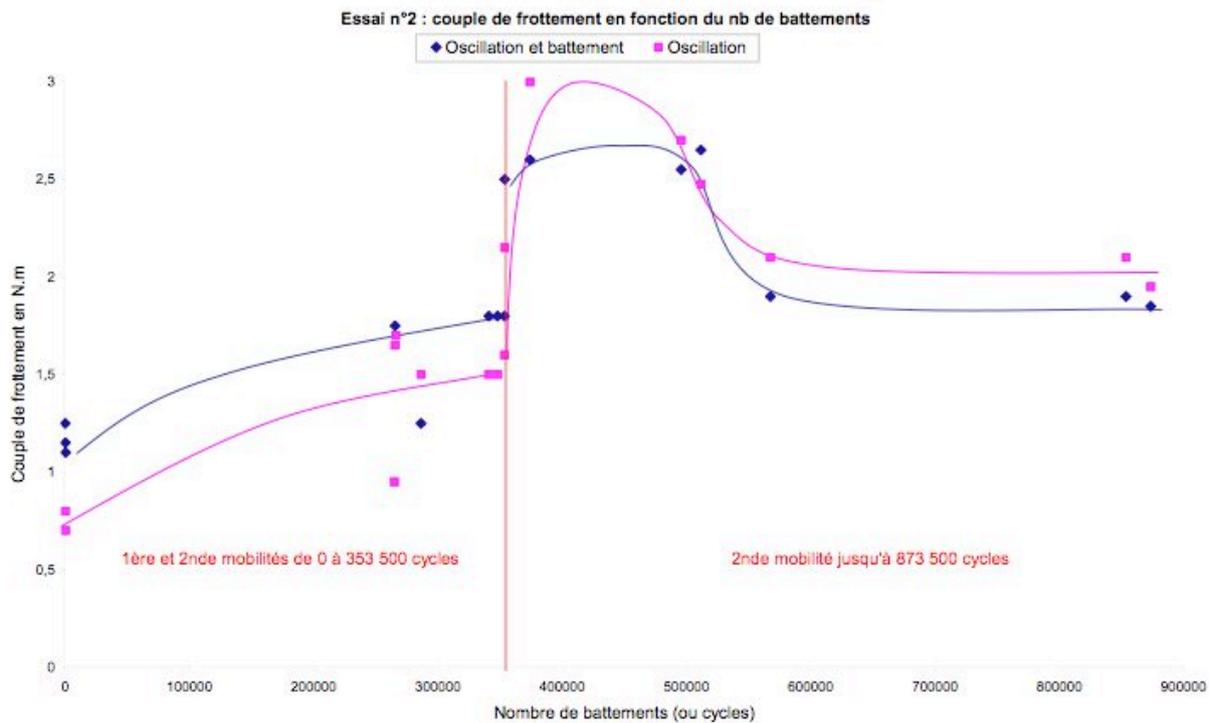


Figure 42.

Essai N°2.

Pendant la période où les 2 mobilités peuvent fonctionner, le couple de frottement est d'abord de 1 N.m et atteint 1,5 ou 2 N.m en fin de période. Il est plus élevé en oscillations seules qu'en oscillations et battements. Il n'a pas non plus été observé de déphasage entre les marques de la cupule et de l'insert, et macroscopiquement, seule la 1^{ère} mobilité fonctionne. Lorsque la 1^{ère} mobilité est fixée, le couple de frottement est d'abord de 2,5 à 3 N.m : le couple de frottement de la 2^{ème} mobilité est supérieur à celui où les 2 mobilités peuvent être sollicitées puis le couple de frottement décroît jusqu'à 2 N.m. Cette valeur est dans le prolongement des valeurs obtenues quand la 1^{ère} mobilité fonctionne. Lors du démontage final des pièces, nous avons constaté que la glu ne faisait plus son effet, en revanche, nous n'avons pas

observé macroscopiquement de mouvement au niveau de la mobilité interne à la fin de cette période d'essai.

Dans le 3^{ème} essai (figure 43), la 2^{ème} mobilité est fixée dès le début de l'essai. Cet essai vise à caractériser le fonctionnement de la seule mobilité interne.

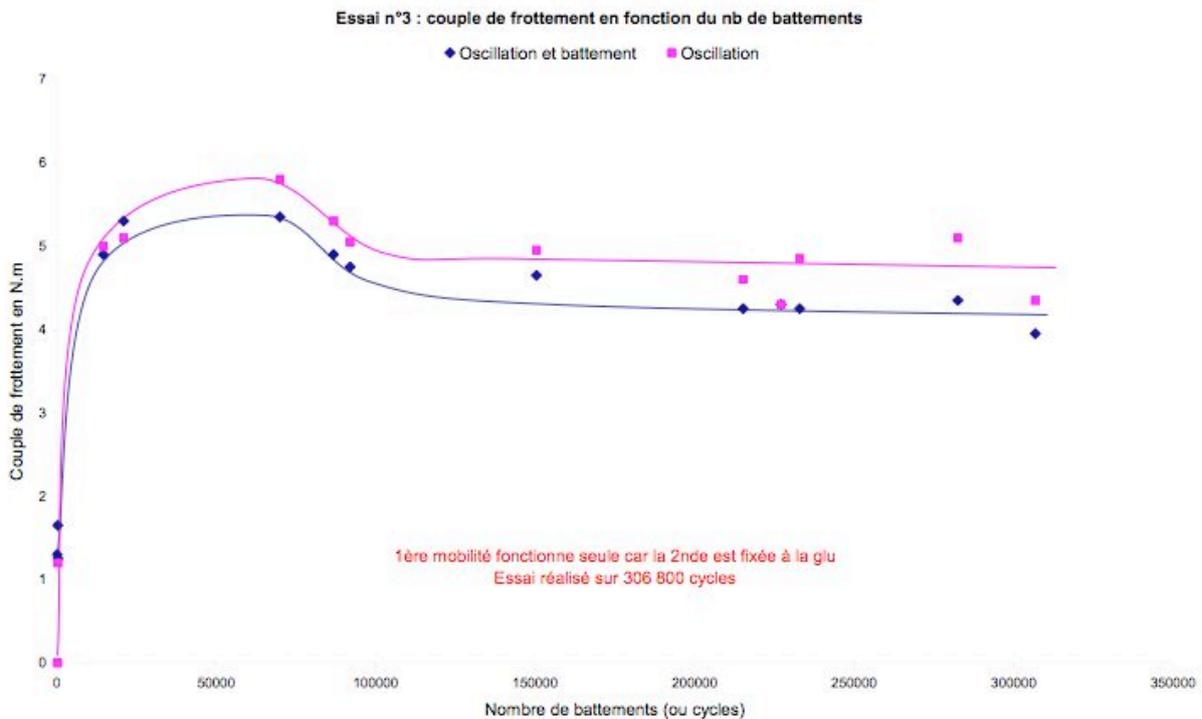


Figure 43.
Essai N° 3.

Le couple de frottement de la 1^{ère} mobilité est de 1 N.m en début d'essai puis croît rapidement à 5-6 N.m pour se stabiliser au bout de 90 000 cycles entre 4 et 5 N.m. Il y a peu d'écart entre oscillations seules et mouvements conjugués "oscillations et battements".

Le 4^{ème} essai (figure 44) est réalisé avec un cotyle différent des 3 premiers essais cités ci-dessus car il possède 2 trous dans lesquels 2 plots sont mis en place de l'intérieur vers l'extérieur de la cupule.

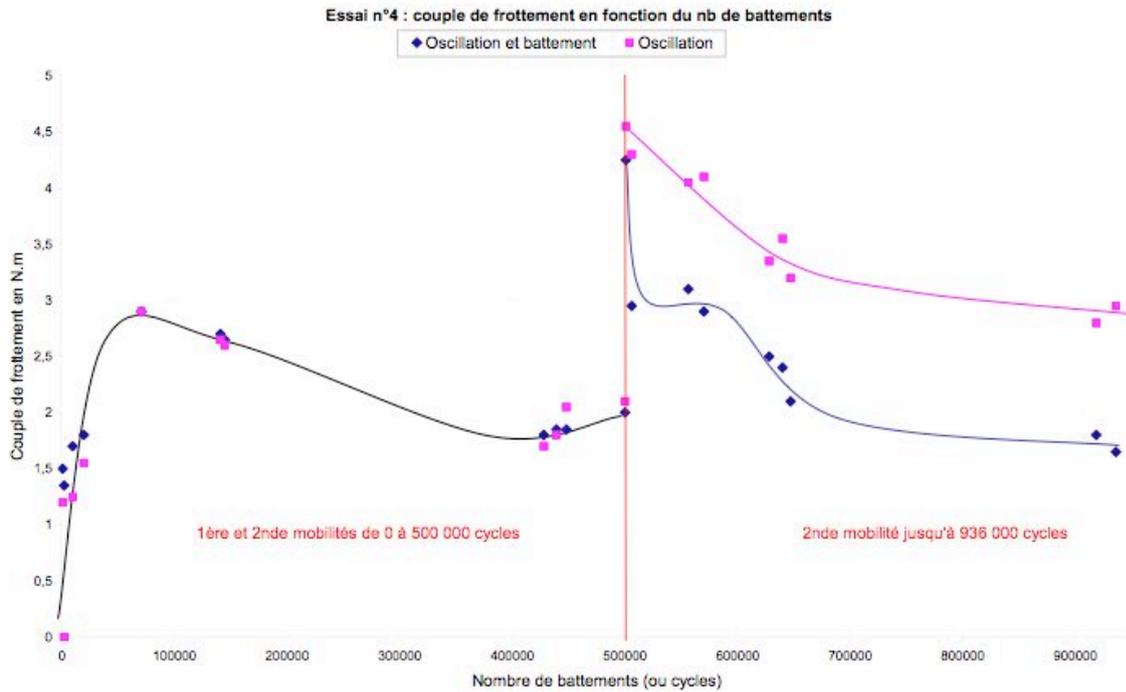
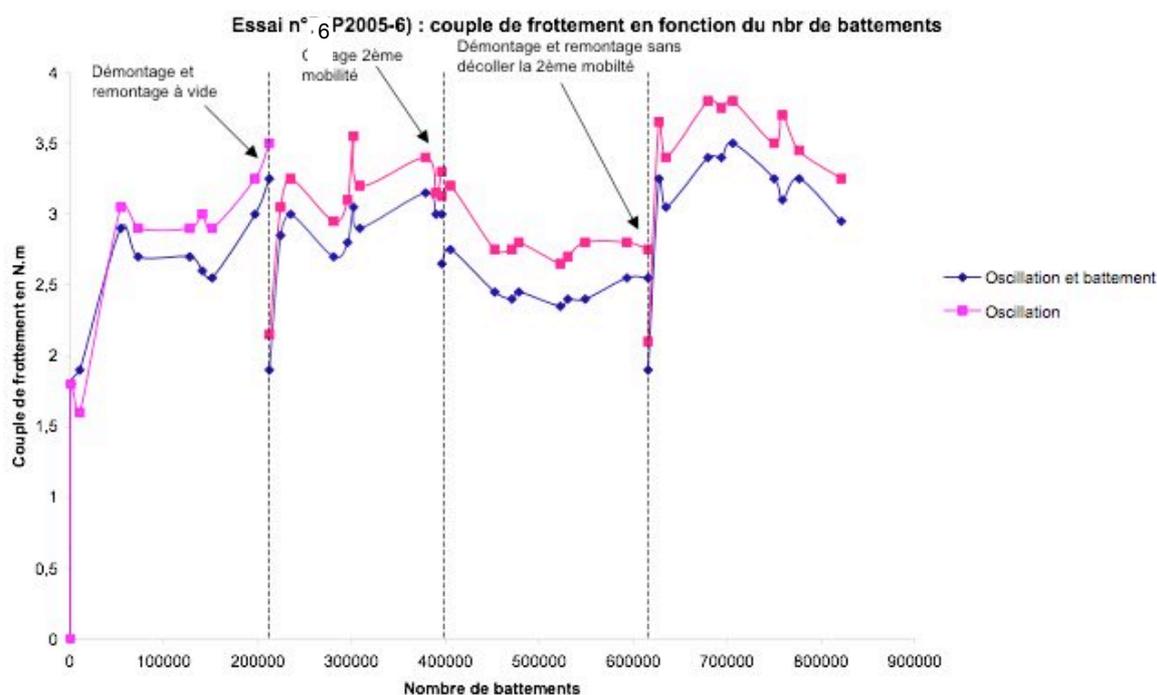
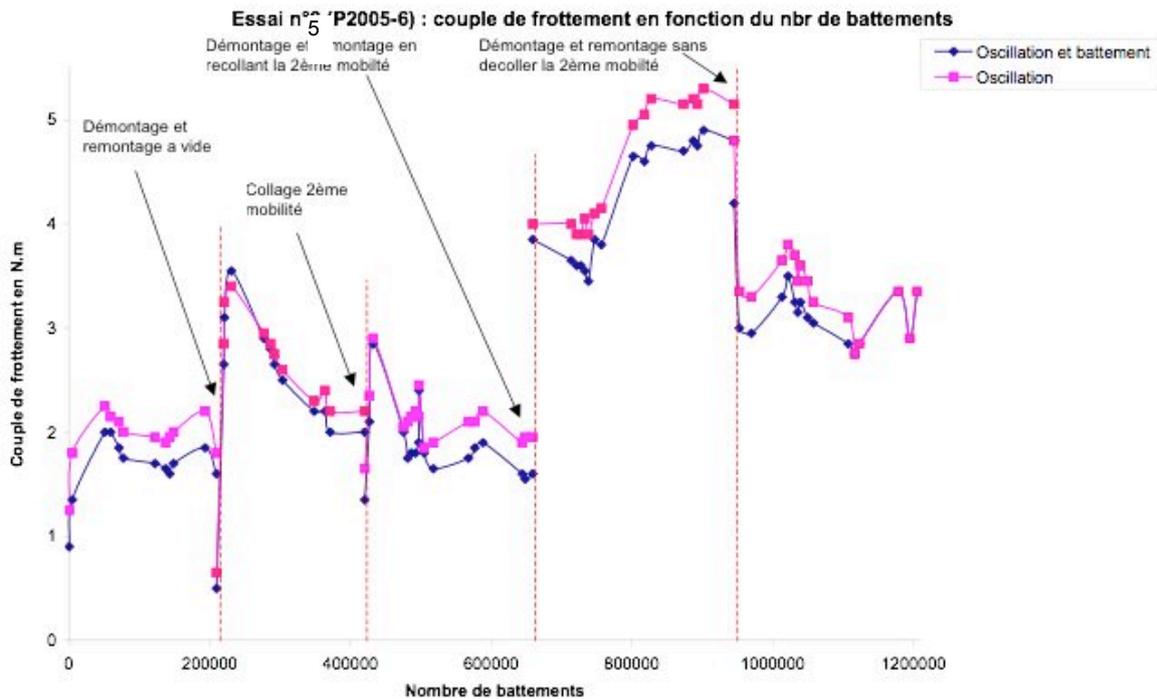


Figure 44.
Essai N° 4.

Pendant la période où les 2 mobilités peuvent fonctionner, le couple de frottement varie de 1,5 à 2 N.m en passant par un maximum à 3 N.m. Lorsque la 1^{ère} mobilité est fixée, le couple de frottement décroît de 4 à 1,5 N.m en oscillations et battements et de 4,5 à 3 N.m en oscillations seules.

Lors de l'essai n°5 et de l'essai n°6, les valeurs de couple de frottement mesurées sont compris entre 2 et 4 N.m.



Figures 45 et 46.
Essais N° 5 et 6.

Après un arrêt, qu'il s'agisse d'un arrêt simple ou lors du collage de la mobilité externe, le couple de frottement est modifié au démarrage pour revenir se stabiliser après 100000 cycles dans la zone précédente. Constamment, la mesure du couple de frottement en oscillation seules est supérieure à la mesure effectuée en oscillations et battements. Dans l'essai n°5, un premier arrêt avec collage de la

mobilité externe n'avait pas provoqué de modification significative du couple de frottement. En revanche, le 2^{ème} arrêt, au cours duquel le collage de la 2^{ème} mobilité avait été renforcé, a conduit à doubler le couple de frottement mesuré, alors qu'un nouvel arrêt avec démontage et remontage permettait de retrouver des valeurs équivalentes au début de l'expérimentation. Lors de cette dernière manipulation, des coulures avaient été notées débordant au niveau de la mobilité interne. Lors du démontage et remontage des éléments, ces coulures ont été nettoyées, ce qui a permis de retrouver des valeurs de couple de frottement plus conformes aux autres essais.

Enfin, 3 films ont été réalisés pour visualiser le fonctionnement du cotyle double mobilité :

au cours du 3^{ème} essai où la 2^{ème} mobilité est fixée,

au cours de la 1^{ère} période du 4^{ème} essai où les 2 mobilités sont libres et où l'on observe que seule la 1^{ère} mobilité fonctionne,

au cours de la 2^{ème} période du 4^{ème} essai où la 1^{ère} mobilité est fixée.

Discussion.

Au cours des essais, seul le couple de frottement autour de l'axe de rotation des oscillations est mesuré ; avec l'appareillage à disposition, on ne mesure donc pas le couple de frottement total. Par suite, le couple de frottement mesuré en oscillations seules est plus proche de la réalité que celui mesuré en oscillations et battements.

Un couple de frottement est par définition le couple qui s'oppose au mouvement relatif de rotation de deux corps en contact. Le couple moteur appliqué à l'un de ces corps par rapport à l'autre pour les mettre en rotation relative peut présenter 3 situations différentes :

il est inférieur au couple de frottement : les 2 corps ne peuvent pas être mis en mouvement l'un par rapport à l'autre,

il est supérieur au couple de frottement : les 2 corps sont mis en mouvement l'un par rapport à l'autre,

il est strictement égal au couple de frottement : il y a équilibre entre l'absence de mouvement relatif et le mouvement lui-même. Il résulte de ces principes que, dans le cas où 2 paires de surfaces de contact peuvent se déplacer l'une par rapport à

l'autre, c'est celle qui présente le plus faible couple de frottement qui se met en mouvement.

Ainsi, en accord avec les mesures des couples de frottement des essais n°1, 2 et 4 précédents et les observations visuelles (essais n°1, 2, 3 et 4), dans le cas de la double mobilité étudiée, la 1^{ère} mobilité fonctionne et la 2^{ème} ne présente pas de mouvement perceptible. Les 2 mobilités ne peuvent fonctionner simultanément que dans le cas particulier où les 2 couples de frottement sont égaux. Si un évènement extérieur survient sur la 1^{ère} mobilité et y augmente suffisamment le couple de frottement (corps intermédiaire entre les 2 surfaces en mouvement, butée du cône contre l'insert mobile) pour dépasser le couple de frottement de la 2^{ème} mobilité, alors la 2^{ème} mobilité se « met en route » et la 1^{ère} mobilité s'arrête de fonctionner. Nous ne savons pas si la décroissance observée pendant la 2^{ème} période de l'essai n°2 est l'évolution naturelle du couple de frottement de la 2^{ème} mobilité ou si la 1^{ère} mobilité s'est remise en mouvement avec des amplitudes inférieures à la résolution optique.

D'un essai à l'autre, les couples de frottement aussi bien en mobilisation de la 1^{ère} ou de la 2^{ème} mobilité, peuvent être assez différents et ces différences peuvent même s'observer au sein d'un même essai après arrêt et redémarrage de la machine. Cependant ces variations tendent à s'estomper au fil des cycles et l'essai n°6 en est un bon exemple. L'essai n°5 est quant à lui différent. 2 actions a priori semblables conduisent à des résultats forts différents. La fin de l'essai permet de mettre en lumière le rôle d'éventuelles impuretés présentes au niveau de la mobilité interne et qui conduisent à une augmentation significative du couple de frottement mesuré, alors qu'après l'ablation de celles-ci, les valeurs se normalisent. Cette augmentation du couple de frottement dans l'essai n°5 est à rapprocher de l'augmentation observée lors des essais n°1 et 2 lorsqu'on fixe la mobilité interne.

L'expérimentation effectuée n'est pas en faveur d'une diminution des contraintes à l'interface os implant acétabulaire du simple fait de l'existence d'un deuxième niveau de mobilité. La conception classique du système qui veut que la mobilité interne est la première mise en jeu semble prévaloir, l'existence d'un deuxième niveau de mobilité ne permettant de diminuer les contraintes à l'interface. Pour des amplitudes de mouvement relativement faibles, comme c'est le cas dans les conditions expérimentales avec un débattement de $\pm 30^\circ$, les contraintes observées sont identiques lorsque les deux niveaux de mobilité sont libres et lorsque la mobilité

externe est bloquée. Il ne semble donc pas y avoir de dissipation d'énergie au niveau de la mobilité externe lorsque les deux mobilités sont libres. En revanche, il est possible, en modifiant les conditions expérimentales de fonctionnement au niveau de la mobilité interne, d'observer un mouvement simultané aux deux niveaux de mobilité. La modification qui avait permis cette mise en jeu simultanée résidait en une dégradation de l'état de surface de la tête métallique après réalisation d'indentations à la surface de la tête métallique. Dans ces conditions, la mobilité externe permet effectivement de protéger l'interface os implant d'un surcroît de contraintes qui pourrait être délétère pour la fixation de l'implant. Murray ⁽³⁷⁾ avait démontré les effets néfastes du « mur postérieur » sur la fixation des implants. Si cette augmentation de matière permet un surcroît de stabilité, les contraintes augmentent dramatiquement lorsqu'un impingement se produit entre ce « mur postérieur » et le col prothétique, favorisant la survenue d'un descellement lorsque le moment de la force ainsi développée est supérieur au seuil qu'il définit. Le système à double mobilité tel que nous le connaissons favorise la stabilité grâce à la présence de la collerette de rétention. Cette collerette remplit le même rôle que le « mur postérieur », mais sur toute la périphérie de l'insert. Cette rétention n'autorise qu'un faible débattement, mais la présence d'un deuxième niveau de mobilité permet d'éviter une sollicitation excessive de l'ancrage pour des mouvements qui ne seraient pas inscrits dans le cône de mobilité réduit de la mobilité interne. Au niveau de la mobilité interne, seuls les mouvements de grande amplitude autour de l'axe du col sont permis. Cet axe est peu différent de l'axe de flexion extension. Dans l'analyse des mouvements nécessaires pour les activités de la vie courante, il s'agit effectivement du secteur pour lequel les amplitudes requises sont les plus importantes et particulièrement lorsque le membre considéré est en charge comme c'est le cas pour soulever un objet en position accroupie. S'il s'agit de mouvements combinés, leur direction préférentielle se fait là encore proche de l'axe du col prothétique, par exemple lorsqu'il s'agit d'effectuer des soins d'orteils. Ces mouvements préférentiels dans l'axe du col fémoral sont à la base d'implants comportant une mobilité autour de l'axe du col ressemblant à la prothèse de Christiansen mais avec une tête en céramique mobile autour de l'axe du col. Ce type d'implant à double mobilité aurait des résultats intéressants sur l'usure observée au niveau de la mobilité externe, la divisant par deux ⁽¹¹⁹⁾. Lorsqu'un mouvement de grande amplitude est effectué en dehors de cette zone, il met nécessairement en jeu

le niveau externe de mobilité. C'est par exemple le cas du mouvement de monter sur une bicyclette, mais dans ce cas, le mouvement est effectué en suspension, avec des sollicitations mécaniques inférieures à ce qu'elles seraient en charge. Le comportement mécanique des implants à double mobilité n'est alors pas sans rappeler celui d'une prothèse de type Christiansen ou Weber avec une mobilité interne selon un seul axe. Le comportement du polyéthylène en face du métal est cependant bien meilleur que celui du Delrin et l'absence de plateforme sur le col fémoral permet de limiter le contact entre celui-ci et l'insert. Par ailleurs l'existence d'une véritable rétentivité au niveau de la mobilité interne évite pour une grande part la survenue des luxations intra-prothétiques. Ces luxations intra-prothétiques sont cependant possibles soit en cas d'insuffisance de cette collerette, soit après un phénomène d'usure de cette collerette. Cette usure peut être homogène sur toute la périphérie de l'insert, ou plus localisée en une zone de l'équateur. Au niveau du genou, des prothèses à double mobilité ont également pu être implantées et pour certains, la présence d'un deuxième niveau de mobilité pourrait permettre de soulager l'ancrage. Ce n'est cependant pas ce qu'ont pu observer Barrack et al ⁽¹²⁰⁾. Pour ces auteurs, l'utilisation d'inserts tibiaux en polyéthylène mobiles n'a pas entraîné une diminution des contraintes à l'interface permettant de se passer de ciment pour obtenir une fixation satisfaisante des implants à moyen terme. A la hanche, la présence d'un deuxième niveau de mobilité permet au mouvement de se poursuivre au-delà du cône de mobilité réduit permis par la mobilité interne. Mais le couple de frottement observé alors est plus élevé que celui qui existe au niveau de la mobilité interne, d'où la nécessité d'avoir une fixation optimale de la cupule dans l'acétabulum si l'objectif est d'obtenir une amplitude de mouvement optimale, mettant en jeu le deuxième niveau de mobilité. Ceci est particulièrement vrai dans la chirurgie de reprise, où l'emploi d'implants à double mobilité ne saurait se substituer à la recherche d'une stabilité optimale de la cupule dans l'acétabulum, au même titre que pour des implants standard. C'est probablement là que réside l'engouement actuel pour des implants à double mobilité scellés ⁽¹²¹⁾, permettant en particulier la réalisation de reconstructions acétabulaires avec un implant à double mobilité scellé dans un renfort métallique. A court terme les résultats sont favorables sur la stabilité prothétique mais il conviendra d'apprécier à l'épreuve du temps si la présence de deux interfaces supplémentaires, entre l'insert et le métal-back et entre le métal-back et le ciment n'est pas pénalisante sur la fixation des implants à plus long terme.

Conclusion.

L'éventuelle diminution des contraintes à l'interface a pu être évoquée comme un avantage de la présence de deux degrés de mobilité par rapport à la protection de l'ancrage os cupule. Pour des mouvements de faible amplitude, de l'ordre de 30°, il n'a pas été possible de mettre en évidence une telle diminution des contraintes lorsque la mobilité externe est libre. En revanche, lorsque la mobilité interne est seule entravée, si le couple de frottement augmente c'est de façon limitée et c'est alors que la présence du deuxième niveau de mobilité permet de protéger l'ancrage. Au total, c'est probablement en améliorant les conditions de fonctionnement au niveau de la mobilité externe que l'on sollicite moins la rétentivité permettant de pérenniser le système en évitant la survenue d'une luxation intraprothétique qui reste un événement rare.

Conclusion.

Les arthroplasties totales de hanche à double mobilité ont montré leur intérêt, en pratique clinique, dans la prévention et le traitement de l'instabilité prothétique. Comme les autres systèmes à grosses têtes, elles permettent d'optimiser les amplitudes articulaires en postopératoire. La survie observée avec ce type d'implants varie en fonction de l'âge à l'implantation, les résultats obtenus pour des sujets jeunes de moins de 50 ans ne retrouvant que 90% des implants en fonctionnement après 10 ans, alors qu'elle est supérieure à 98% pour les patients de plus de 70 ans. L'usure observée avec ce type d'implants est comparable aux données de la littérature concernant le couple métal-polyéthylène. Le suivi clinique de ces implants a permis de constater que les complications rencontrées sont étroitement liées au composant fémoral implanté en face d'une cupule à double mobilité. Cependant, les modifications qui ont été effectuées au fil du temps se sont surtout basées sur l'expérience des implants standard pour lesquels le rapport des diamètres de la tête et du col est optimisé lorsqu'il est le plus élevé possible sans sacrifier à la résistance des matériaux du col. Pour les implants à double mobilité, il s'agit bien plutôt d'un équilibre à trouver dans ce rapport tête/col, en privilégiant des surfaces de contact les plus conformes possibles au niveau du col et de la rétention. L'optimisation des implants est également possible au niveau de la cupule avec des données expérimentales intéressantes quant au comportement de l'acier inoxydable dopé à l'azote dans la diminution du coefficient de friction. Si ce type d'implants ne permet pas de protéger davantage l'ancrage os-cupule par rapport à la faible friction observée au niveau de la mobilité interne par une diminution des contraintes à l'interface, les mouvements de plus grande amplitude, qui mettent en jeu la mobilité externe, se font avec un coefficient de friction intermédiaire, contrairement aux implants

véritablement contraints pour lesquels l'alternative est entre l'arrêt du mouvement et l'arrachement des implants. Ce type d'implants à double mobilité trouve sa place dès lors que le risque d'instabilité est au premier plan. Il pourrait s'avérer particulièrement intéressant dans les situations à risque d'impacts et il conviendrait de l'évaluer dans cette situation en face de couples dur-dur.

Références.

1. CHARNLEY J : Total hip replacement by low-friction arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 1970, 72, 7-21.
2. CHARNLEY J, HALLEY DK : Rate of wear in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res*, 1975, 170-179.
3. MCKEE GK : Development of total prosthetic replacement of the hip. *Clin Orthop Relat Res*, 1970, 72, 85-103.
4. MCKEE GK : Total hip replacement--past, present and future. *Biomaterials*, 1982, 3, 130-135.
5. JANTSCH S, SCHWAGERL W, ZENZ P, SEMLITSCH M, FERTSCHAK W : Long-term results after implantation of McKee-Farrar total hip prostheses. *Arch Orthop Trauma Surg*, 1991, 110, 230-237.
6. WEBER BG : Experience with the Metasul total hip bearing system. *Clin Orthop Relat Res*, 1996, S69-77.
7. SAVARINO L, GRANCHI D, CIAPETTI G, CENNI E, NARDI PANTOLI A, ROTINI R, VERONESI CA, BALDINI N, GIUNTI A : Ion release in patients with metal-on-metal hip bearings in total joint replacement: a comparison with metal-on-polyethylene bearings. *J Biomed Mater Res*, 2002, 63, 467-474.
8. MASSE A, BOSETTI M, BURATTI C, VISENTIN O, BERGADANO D, CANNAS M : Ion release and chromosomal damage from total hip prostheses with metal-on-metal articulation. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2003, 67, 750-757.
9. WILLIAMS S, ISAAC G, HATTO P, STONE MH, INGHAM E, FISHER J : Comparative wear under different conditions of surface-engineered metal-on-metal bearings for total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*, 2004, 19, 112-117.
10. REINISCH G, JUDMANN KP, LHOTKA C, LINTNER F, ZWEYMULLER KA : Retrieval study of uncemented metal-metal hip prostheses revised for early loosening. *Biomaterials*, 2003, 24, 1081-1091.
11. CHRISTIANSEN T : A new hip prosthesis with trunnion-bearing. *Acta Chir Scand*, 1969, 135, 43-46.
12. MOLLER BN : Separation of the Christiansen prosthetic components following dislocation of hemiarthroplasty for hip fracture. *Acta Orthop Scand*, 1983, 54, 553-556.
13. SUDMANN E, HAVELIN LI, LUNDE OD, RAIT M : The Charnley versus the Christiansen total hip arthroplasty. A comparative clinical study. *Acta Orthop Scand*, 1983, 54, 545-552.

14. ALHO A, SOREIDE O, BJERSAND AJ : Mechanical factors in loosening of Christiansen and Charnley arthroplasties. *Acta Orthop Scand*, 1984, 55, 261-266.
15. OHLIN A : Failure of the Christiansen hip. Survival analysis of 265 cases. *Acta Orthop Scand*, 1990, 61, 7-11.
16. BOUSQUET G, GAZIELLY DF, DEBIESSÉ JL, GIRARDIN P, RELAVE M, ISRAËLI A : The ceramic coated cementless Total Hip Arthroplasty: basic concepts and surgical technique. *J Orthop Surg Tech*, 1985, 1, 15-28.
17. FARIZON F, DE LAVISON R, AZOULAI JJ, BOUSQUET G : Results with a cementless alumina-coated cup with dual mobility. A twelve-year follow-up study. *Int Orthop*, 1998, 22, 219-224.
18. AUBRIOT JH, LESIMPLE P, LECLERCQ S : Etude du cotyle non scellé de Bousquet dans cent prothèses de hanche hybrides. *Acta Orthop Belg*, 1993, 59 Suppl 1, 267-271.
19. DUJARDIN F, SELVA O, MEJJAD O, PASERO D, PIRAUX JL, THOMINE JM : Variations intra et interindividuelles de la mobilité pelvienne au cours de la marche du sujet sain. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 1995, 81, 592-600.
20. ESCALANTE A, LICHTENSTEIN MJ, HAZUDA HP : Walking velocity in aged persons: its association with lower extremity joint range of motion. *Arthritis Rheum*, 2001, 45, 287-294.
21. TAILLARD W, BLANC Y : L'étude électromyographique de la marche et de la fonction automatique de la musculature en orthopédie. *Brux Med*, 1979, 59, 419-434.
22. JOHNSTON RC, SMIDT GL : Hip motion measurements for selected activities of daily living. *Clin Orthop Relat Res*, 1970, 72, 205-215.
23. BRAND RA, CROWNINSHIELD RD, WITTSTOCK CE, PEDERSEN DR, CLARK CR, VAN KRIEKEN FM : A model of lower extremity muscular anatomy. *J Biomech Eng*, 1982, 104, 304-310.
24. GUTIERREZ C : Etude des fonctionnalités du membre supérieur en mouvement par l'exploitation de trajectoires de marqueurs externes. *Thèse Lyon : Mécanique*, 1996, 259, 44-75.
25. STINDEL E, GIL D, BRIARD JL, MERLOZ P, DUBRANA F, LEFÈVRE C : Detection of the center of the hip joint in computer-assisted surgery: An evaluation study of the Surgetics algorithm. *Comput Aided Surg*, 2005, 10, 133-139.
26. WHITE SC, YACK HJ, WINTER DA : A three-dimensional musculoskeletal model for gait analysis. Anatomical variability estimates. *J Biomech*, 1989, 22, 885-893.
27. WU G, SIEGLER S, ALLARD P, KIRTLEY C, LEARDINI A, ROSENBAUM D, WHITTLE M, D'LIMA DD, CRISTOFOLINI L, WITTE H, SCHMID O, STOKES I : ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part

I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *J Biomech*, 2002, 35, 543-548.

28. HULET C, HURWITZ DE, ANDRIACCHI TP, GALANTE JO, VIELPEAU C : Mécanismes d'adaptation fonctionnelle de la marche à une douleur invalidante de la coxo-fémorale. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 2000, 86, 581-589.

29. MULHOLLAND SJ, WYSS UP : Activities of daily living in non-Western cultures: range of motion requirements for hip and knee joint implants. *Int J Rehabil Res*, 2001, 24, 191-198.

30. JANSSEN WG, BUSSMANN HB, STAM HJ : Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Phys Ther*, 2002, 82, 866-879.

31. WIDMER KH, MAJEWSKI M : The impact of the CCD-angle on range of motion and cup positioning in total hip arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2005, 20, 723-728.

32. JOLLES BM, ZANGGER P, LEYVRAZ PF : Factors predisposing to dislocation after primary total hip arthroplasty: a multivariate analysis. *J arthroplasty*, 2002, 17, 282-288.

33. YOSHIMINE F : The safe-zones for combined cup and neck anteversions that fulfill the essential range of motion and their optimum combination in total hip replacements. *J Biomech*, 2005, online.

34. YOSHIMINE F : The influence of the oscillation angle and the neck anteversion of the prosthesis on the cup safe-zone that fulfills the criteria for range of motion in total hip replacements. The required oscillation angle for an acceptable cup safe-zone. *J Biomech*, 2005, 38, 125-132.

35. MURRAY DW : The definition and measurement of acetabular orientation. *J Bone Joint Surg Br*, 1993, 75, 228-232.

36. BARRACK RL, THORNBERRY RL, RIES MD, LAVERNIA C, TOZAKOGLU E : The effect of component design on range of motion to impingement in total hip arthroplasty. *Instr Course Lect*, 2001, 50, 275-280.

37. MURRAY DW : Impingement and loosening of the long posterior wall acetabular implant. *J Bone Joint Surg Br*, 1992, 74, 377-379.

38. D'LIMA DD, CHEN PC, COLWELL CWJ : Optimizing acetabular component position to minimize impingement and reduce contact stress. *J Bone Joint Surg Am*, 2001, 83-A Suppl 2 Pt 2, 87-91.

39. URQUHART AG, D'LIMA DD, VENN-WATSON E, COLWELL CWJ, WALKER RH : Polyethylene wear after total hip arthroplasty: the effect of a modular femoral head with an extended flange-reinforced neck. *J Bone Joint Surg Am*, 1998, 80, 1641-1647.

40. PATIL S, BERGULA A, CHEN PC, COLWELL CWJ, D'LIMA DD : Polyethylene wear and acetabular component orientation. *J Bone Joint Surg Am*, 2003, 85-A Suppl 4, 56-63.
41. D'LIMA DD, URQUHART AG, BUEHLER KO, WALKER RH, COLWELL CWJ : The effect of the orientation of the acetabular and femoral components on the range of motion of the hip at different head-neck ratios. *J Bone Joint Surg Am*, 2000, 82, 315-321.
42. LEWINNEK GE, LEWIS JL, TARR R, COMPERE CL, ZIMMERMAN JR : Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am*, 1978, 60, 217-220.
43. NOGLER M, KESSLER O, PRASSL A, DONNELLY B, STREICHER R, SLEDGE JB, KRISMER M : Reduced variability of acetabular cup positioning with use of an imageless navigation system. *Clin Orthop Relat Res*, 2004, 159-163.
44. CHANDLER RW, DORR LD, PERRY J : The functional cost of dislocation following total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 1982, 168-172.
45. MCKEE GK, WATSON-FARRAR J : Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. *J Bone Joint Surg Br*, 1966, 48, 245-259.
46. DORR LD, WOLF AW, CHANDLER R, CONATY JP : Classification and treatment of dislocations of total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 1983, 151-158.
47. WOOLSON ST, RAHIMTOOLA ZO : Risk factors for dislocation during the first 3 months after primary total hip replacement. *J Arthroplasty*, 1999, 14, 662-668.
48. VARLEY J, PARKER MJ : Stability of hip hemiarthroplasties. *Int Orthop*, 2004, 28, 274-277.
49. BERRY DJ, VON KNOCH M, SCHLECK CD, HARMSSEN WS : Effect of femoral head diameter and operative approach on risk of dislocation after primary total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 2005, 87, 2456-2463.
50. CROWNINSHIELD RD, MALONEY WJ, WENTZ DH, HUMPHREY SM, BLANCHARD CR : Biomechanics of large femoral heads: what they do and don't do. *Clin Orthop Relat Res*, 2004, 102-107.
51. BADER R, SCHOLZ R, STEINHAUSER E, ZIMMERMANN S, BUSCH R, MITTELMEIER W : The influence of head and neck geometry on stability of total hip replacement: a mechanical test study. *Acta Orthop Scand*, 2004, 75, 415-421.
52. TARASEVICIUS S, JERMOLAJEVAS V, TARASEVICIUS R, ZEGUNIS V, SMILYS A, KALESINSKAS RJ : Total hip replacement for the treatment of femoral neck fractures. Long-term results. *Medicina (Kaunas)*, 2005, 41, 465-469.
53. IORIO R, HEALY WL, LEMOS DW, APPLEBY D, LUCCHESI CA, SALEH KJ : Displaced femoral neck fractures in the elderly: outcomes and cost effectiveness. *Clin Orthop Relat Res*, 2001, 229-242.

54. LEE BP, BERRY DJ, HARMSSEN WS, SIM FH : Total hip arthroplasty for the treatment of an acute fracture of the femoral neck: long-term results. *J Bone Joint Surg Am*, 1998, 80, 70-75.
55. ZWARTELE RE, BRAND R, DOETS HC : Increased risk of dislocation after primary total hip arthroplasty in inflammatory arthritis: a prospective observational study of 410 hips. *Acta Orthop Scand*, 2004, 75, 684-690.
56. GREGORY RJ, GIBSON MJ, MORAN CG : Dislocation after primary arthroplasty for subcapital fracture of the hip. Wide range of movement is a risk factor. *J Bone Joint Surg Br*, 1991, 73, 11-12.
57. BOSQUET M, BURSSSENS A, MULIER JC : Long term follow-up results of a femoral megaprosthesis. A review of thirteen patients. *Arch Orthop Trauma Surg*, 1980, 97, 299-304.
58. STARK A, BAUER HC : Reconstruction in metastatic destruction of the acetabulum. Support rings and arthroplasty in 12 patients. *Acta Orthop Scand*, 1996, 67, 435-438.
59. HAENTJENS P, DE NEVE W, OPDECAM P : Remplacement prothétique pour fracture pathologique de l'extrémité supérieure du fémur : prothèse totale ou prothèse intermédiaire? *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 1994, 80, 493-502.
60. SCHNEIDERBAUER MM, SIERRA RJ, SCHLECK C, HARMSSEN WS, SCULLY SP : Dislocation rate after hip hemiarthroplasty in patients with tumor-related conditions. *J Bone Joint Surg Am*, 2005, 87, 1810-1815.
61. LANGLAIS F, LAMBOTTE JC, COLLIN P, THOMAZEAU H : Long-term results of allograft composite total hip prostheses for tumors. *Clin Orthop Relat Res*, 2003, 197-211.
62. RADCLIFFE GS, TOMICHAN MC, ANDREWS M, STONE MH : Revision hip surgery in the elderly: is it worthwhile? *J Arthroplasty*, 1999, 14, 38-44.
63. CHAMPION LM, MCNALLY SA : Dislocation after revision of hemiarthroplasty to total hip replacement. *Injury*, 2004, 35, 161-164.
64. FENDER D, HARPER WM, GREGG PJ : Outcome of Charnley total hip replacement across a single health region in England: the results at five years from a regional hip register. *J Bone Joint Surg Br*, 1999, 81, 577-581.
65. ALBERTON GM, HIGH WA, MORREY BF : Dislocation after revision total hip arthroplasty: an analysis of risk factors and treatment options. *J Bone Joint Surg Am*, 2002, 84-A, 1788-1792.
66. WOO RY, MORREY BF : Dislocations after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 1982, 64, 1295-1306.

67. GRIFFIN WL, FEHRING TK, MASON JB, MCCOY TH, ODUM S, TEREFEENKO CS : Early morbidity of modular exchange for polyethylene wear and osteolysis. *J Arthroplasty*, 2004, 19, 61-66.
68. VON KNOCH M, BERRY DJ, HARMSSEN WS, MORREY BF : Late dislocation after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 2002, 84-A, 1949-1953.
69. BIEDERMANN R, TONIN A, KRISMER M, RACHBAUER F, EIBL G, STOCKL B : Reducing the risk of dislocation after total hip arthroplasty: the effect of orientation of the acetabular component. *J Bone Joint Surg Br*, 2005, 87, 762-769.
70. COVENTRY MB, BECKENBAUGH RD, NOLAN DR, ILSTRUP DM : 2,012 total hip arthroplasties. A study of postoperative course and early complications. *J Bone Joint Surg Am*, 1974, 56, 273-284.
71. MORREY BF : Instability after total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am*, 1992, 23, 237-248.
72. CALLAGHAN JJ, HEITHOFF BE, GOETZ DD, SULLIVAN PM, PEDERSEN DR, JOHNSTON RC : Prevention of dislocation after hip arthroplasty: lessons from long-term followup. *Clin Orthop Relat Res*, 2001, 157-162.
73. CLARKE MT, LEE PT, VILLAR RN : Dislocation after total hip replacement in relation to metal-on-metal bearing surfaces. *J Bone Joint Surg Br*, 2003, 85, 650-654.
74. DENNIS DA, KOMISTEK RD, NORTHCUT EJ, OCHOA JA, RITCHIE A : "In vivo" determination of hip joint separation and the forces generated due to impact loading conditions. *J Biomech*, 2001, 34, 623-629.
75. BADER R, STEINHAUSER E, ZIMMERMANN S, MITTELMEIER W, SCHOLZ R, BUSCH R : Differences between the wear couples metal-on-polyethylene and ceramic-on-ceramic in the stability against dislocation of total hip replacement. *J Mater Sci Mater Med*, 2004, 15, 711-718.
76. CALLAGHAN JJ, O'ROURKE MR, GOETZ DD, LEWALLEN DG, JOHNSTON RC, CAPELLO WN : Use of a constrained tripolar acetabular liner to treat intraoperative instability and postoperative dislocation after total hip arthroplasty: a review of our experience. *Clin Orthop Relat Res*, 2004, 117-123.
77. AMSTUTZ HC, LE DUFF MJ, BEAULE PE : Prevention and treatment of dislocation after total hip replacement using large diameter balls. *Clin Orthop Relat Res*, 2004, 108-116.
78. MORREY BF : Results of reoperation for hip dislocation: the big picture. *Clin Orthop Relat Res*, 2004, 94-101.
79. GOETZ DD, BREMNER BR, CALLAGHAN JJ, CAPELLO WN, JOHNSTON RC : Salvage of a recurrently dislocating total hip prosthesis with use of a constrained acetabular component. A concise follow-up of a previous report. *J Bone Joint Surg Am*, 2004, 86-A, 2419-2423.

80. GOETZ DD, CAPELLO WN, CALLAGHAN JJ, BROWN TD, JOHNSTON RC : Salvage of total hip instability with a constrained acetabular component. *Clin Orthop Relat Res*, 1998, 171-181.
81. ANDERSON MJ, MURRAY DW, SKINNER HB : Constrained acetabular components. *J Arthroplasty*, 1994, 9, 17-23.
82. BADER R, STEINHAUSER E, SCHOLZ R, SIMNACHER M, MITTELMEIER W : Experimental analysis of neutral, asymmetric and constraint liners for total hip replacement: investigation of range of motion and protection against joint instability. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 2004, 142, 577-585.
83. BOURNE RB, MEHIN R : The dislocating hip: what to do, what to do. *J Arthroplasty*, 2004, 19, 111-114.
84. BEGUIN L, ADAM P, FARIZON F, FESSY MH : Total Hip Arthroplasty: Treatment of chronic instability using a double-mobility cup. *J Bone Joint Surg Br*, 2002, 4-B Supplement 1, 52.
85. PHILIPPOT R : Etude de la survie à dix ans d'un cotyle double mobilité non cimenté. *Thèse Méd Saint Etienne*, 2005, 1.
86. CROWE JF, MANI VJ, RANAWAT CS : Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Am*, 1979, 61, 15-23.
87. MERLE D'AUBIGNE R : Cotation chiffrée de la fonction de la hanche. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 1970, 56, 481-486.
88. BROOKER AF, BOWERMAN JW, ROBINSON RA, RILEY LHJ : Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. *J Bone Joint Surg Am*, 1973, 55, 1629-1632.
89. LETTIN AW, WARE HS, MORRIS RW : Survivorship analysis and confidence intervals. An assessment with reference to the Stanmore total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br*, 1991, 73, 729-731.
90. DELEE JG, CHARNLEY J : Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res*, 1976, 20-32.
91. KAVANAGH BF, DEWITZ MA, ILSTRUP DM, STAUFFER RN, COVENTRY MB : Charnley total hip arthroplasty with cement. Fifteen-year results. *J Bone Joint Surg Am*, 1989, 71, 1496-1503.
92. CRUZ-PARDOS A, GARCIA-CIMBRELO E : The Harris-Galante total hip arthroplasty: a minimum 8-year follow-up study. *J Arthroplasty*, 2001, 16, 586-597.
93. DELLA VALLE CJ, BERGER RA, SHOTT S, ROSENBERG AG, JACOBS JJ, QUIGLEY L, GALANTE JO : Primary total hip arthroplasty with a porous-coated acetabular

component. A concise follow-up of a previous report. *J Bone Joint Surg Am*, 2004, 86-A, 1217-1222.

94. DELAUNAY C, KAPANDJI AI : Survie à 10 ans des prothèses totales de Zweymüller en arthroplastie primaire non cimentée de hanche. *Rev Chir Orthop Rep*, 1998, 84, 421-432.

95. LECUIRE F, BENAREAU I, RUBINI J, BASSO M : Luxation intra-prothétique dans la cupule à double mobilité de Bousquet. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 2004, 90, 249-255.

96. HUTEN D : Luxations et subluxations des prothèses totales de hanche. *Conférences d'enseignement de la Sofcot*, 1996, 55, 19-46.

97. TERVER S, GIOGHET P, CHARBONNEL S : Le suivi des PTH : le recueil des échecs est-il une bonne méthode ? Expérience de l'AVIO 1996-2000. *Rev Chir Orthop Rép*, 2003, 89, 3S80.

98. ADAM P, FARIZON F, FESSY MH : Analyse de surface après explantation de 40 cupules rétentives en polyéthylène à double mobilité. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 2005, 91, 627-636.

99. SCHMALZRIED TP, SHEPHERD EF, AMSTUTZ HC : Wear is a function of use, not of time. *Clin Orthop*, 2000, 381, 36-46.

100. WROBLEWSKI BM : Direction and rate of socket wear in Charnley low-friction arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*, 1985, 67, 757-761.

101. DEVANE PA, BOURNE RB, RORABECK CH, HARDIE RM, HORNE JG : Measurement of polyethylene wear in metal-backed acetabular cups. I. Three dimensional technique. *Clin Orthop*, 1995, 319, 303-316.

102. KATAYAMA K, MAEZAWA H, UESATO N, SASADA T : Physicochemical and biomechanical examination of surfaces of retrieved polyethylene heads from total hip prostheses with rotating polyethylene head system. *J Orthop Sci*, 2001, 6, 503-509.

103. HUK OL, BANSAL M, BETTS F, AL : Polyethylene and metal debris generated by non-articulating surfaces of modular acetabular components. *J Bone Joint Surg Br*, 1994, 76, 568-574.

104. LIEBERMAN JR, KAY RM, HAMLET WP, PARK SH, KABO JM : Wear of the polyethylene liner-metallic shell interface in modular acetabular components. An in vitro analysis. *J Arthroplasty*, 1996, 11, 602-608.

105. KUSABA A, KUROKI Y : Wear of bipolar hip prostheses. *J Arthroplasty*, 1998, 13, 668-673.

106. WROBLEWSKI BM : 15-21 year results of the Charnley low-friction arthroplasty. *Clin Orthop*, 1986, 211, 30-35.

107. SCHMALZRIED TP, DOREY FJ, MCKELLOP H : The multifactorial nature of polyethylene wear in vivo. Commentary. *J Bone Joint Surg Am*, 1998, 80, 1234-1242.
108. FESSY MH, BEJUI J, FISHER LP : Bousquet's threaded stem in first-intention total hip arthroplasty. *Acta Orthop Belg*, 1993, 59 Suppl 1, 207-211.
109. BEAULE PE, ROUSSIGNOL X, SCHMALZRIED TP, UDOMKIAT P, AMSTUTZ HC, DUJARDIN FH : Reprises de prothèses totales de hanche instables par prothèses tripolaires. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 2003, 89, 242-249.
110. LECLERCQ S, EL BLIDI S, AUBRIOT JH : Traitement de la luxation récidivante de prothèse totale de hanche par le cotyle de Bousquet. A propos de 13 cas. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 1995, 81, 389-394.
111. LOMBARDI AVJ, MALLORY TH, DENNIS DA, KOMISTEK RD, FADA RA, NORTHCUT EJ : An in vivo determination of total hip arthroplasty pistoning during activity. *J Arthroplasty*, 2000, 15, 702-709.
112. MAK MM, BESONG AA, JIN ZM, FISHER J : Effect of microseparation on contact mechanics in ceramic-on-ceramic hip joint replacements. *Proc Inst Mech Eng [H]*, 2002, 216, 403-408.
113. WILLIAMS S, BUTTERFIELD M, STEWART T, INGHAM E, STONE M, FISHER J : Wear and deformation of ceramic-on-polyethylene total hip replacements with joint laxity and swing phase microseparation. *Proc Inst Mech Eng [H]*, 2003, 217, 147-153.
114. SHISHIDO T, CLARKE IC, WILLIAMS P, BOEHLER M, ASANO T, SHOJI H, MASAOKA T, YAMAMOTO K, IMAKIIRE A : Clinical and simulator wear study of alumina ceramic THR to 17 years and beyond. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2003, 67, 638-647.
115. BARRACK RL, BURAK C, SKINNER HB : Concerns about ceramics in THA. *Clin Orthop Relat Res*, 2004, 73-79.
116. DIEKERHOF CH, VAN DER HART CP, FIDLER MF : Dislocation of polyethylene liner in uncemented Harris Galante II acetabulum: report of 6 cases. *J Arthroplasty*, 2004, 19, 661-663.
117. SEMLITSCH M, STREICHER RM, WEBER H : The wear behavior of capsules and heads of CoCrMo casts in long-term implanted all-metal hip prostheses. *Orthopäde*, 1989, 18, 377-381.
118. SYCHTERZ CJ, ENGH CAJ, YOUNG AM, HOPPER RHJ, ENGH CA : Comparison of in vivo wear between polyethylene liners articulating with ceramic and cobalt-chrome femoral heads. *J Bone Joint Surg Br*, 2000, 82, 948-951.
119. VAN DER VIS HM, ZWARTELE R, SCHULLER HM, DOETS HK, MARTI RK : Socket wear in ceramic-on-polyethylene total hip arthroplasties: fixed versus rotating heads. *Acta Orthop Scand*, 1998, 69, 248-252.

120. BARRACK RL, NAKAMURA SJ, HOPKINS SG, ROSENZWEIG S : Early failure of cementless mobile-bearing total knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 2004, 19-S2, 101-06.

121. LANGLAIS F, LISSARRAGUE M, ROPARS M, LAMBOTTE JC, MUSSET T, CHAIX O : Prothèse totale de hanche avec cupule à double mobilité scellée. Concept, indications, bilan de 55 cas. *Ann Orthop Ouest*, 2005, 37, 113-120.

N° d'ordre : 407 SGM

Philippe ADAM

**Clinical and Mechanical Behaviour of Dual Mobility Total Hip Arthroplasties.
Experimental Study confronted to Retrieved Implants**

Material Sciences and Engineering

Hip, Arthroplasty, Wear, Dislocation, Survival, Motion

Summary :

Dual Mobility Total Hip Arthroplasties have been in use in Saint Etienne for 30 years. This type of implants has gained growing interest over the last decade, owing to its high stability. We firstly give some elements of the historical background of these implants. Using kinematic experimentation, we analyse the range of motion satisfying functional requirements of daily living and compare these to the range of motion obtained with several hip arthroplasties, including dual mobility implants. We also analyze the stability conferred by this type of implants using the distance to separation before dislocation occurs. From the literature, we look for clinical situations with increased risk of dislocation. The survival of dual mobility hip arthroplasties is reported from a longitudinal study. At ten, years 95 % of 106 acetabular shells were still functioning. 40 retrieved implants are analyzed for wear. The results did not show increased wear, either linear or volumetric, when compared to other metal on polyethylene series. If linear wear on the convexity was low, it averaged internal wear when converted into volumetric wear. Retrieved implants were analyzed for specific complications observed and differences could be made according to the femoral counterpart functioning with the dual mobility shell. Intra prosthetic dislocation was found to be a specific complication of this kind of implants and the demographics of this complication, its timing and frequency could be drawn from 63 cases over 12 years. Friction on the convexity was analyzed on a benchmark. Using three different materials for the acetabular shell, friction was found lower with wrought stainless steel than cast chromium cobalt. With low grade range of motion, we could not find a protective effect of the two levels of motion towards shell to bone shear stresses. However the external level of mobility, although having a higher frictional torque than the internal one, offers a protective effect when mobility at the internal level is impaired.

N° d'ordre : 407 SGM

Philippe ADAM

**Contribution à l'étude arthroplasties totales de hanche à double mobilité :
analyse clinique et mécanique.**

Confrontation des données expérimentales à l'étude des pièces ayant fonctionné in vivo.

Sciences et Génie des Matériaux

Mots clefs

Hanche, Arthroplastie, Usure, Luxation, Survie, Mouvement

Résumé

Les arthroplasties totales de hanche à double mobilité sont utilisées en clinique humaine à Saint Etienne depuis près de 30 ans. Ce type d'implants a connu un intérêt croissant au cours de la dernière décennie grâce à sa grande stabilité. Dans un premier temps, nous rapportons l'historique de ces implants à double mobilité. Nous effectuons ensuite une analyse du mouvement au niveau de l'articulation de la hanche, afin de caractériser les amplitudes de mouvement utiles qui permettent d'effectuer les mouvements requis par les activités de la vie courante et nous comparons ces données aux amplitudes de mouvement que l'on peut attendre de différents modèles d'arthroplasties totales de hanche, y compris les arthroplasties totales de hanche à double mobilité. Nous analysons également la stabilité que confère ce type d'implant en développant la notion de distance de séparation avant que ne survienne une luxation. A partir des données de la littérature, nous rapportons les situations cliniques pour lesquelles le risque de luxation est accru. La survie des arthroplasties totales de hanche à double mobilité est rapportée à partir d'une série d'implants suivis longitudinalement. A 10 ans, 95 % d'une série de 106 implants étaient toujours en fonctionnement. L'usure a pu être déterminée à partir de 40 inserts en polyéthylène explantés. Ces inserts à double mobilité ne présentaient pas une usure supérieure, qu'il s'agisse de l'usure linéaire ou de l'usure volumétrique, lorsqu'on les comparait aux données d'autres séries avec couple métal polyéthylène. Si l'usure linéaire de la surface convexe était particulièrement faible, elle avoisinait l'usure de la surface interne concave lorsqu'on la rapportait au volume. Les implants explantés lors de reprises chirurgicales ont pu faire l'objet d'une analyse à la recherche de complications mécaniques. Des différences ont été observées quant aux double mobilité. La luxation intra-prothétique est une complication spécifique de ce type d'implants. Ses données démographiques ont pu être appréciées à partir de 63 cas sur une période de 12 ans. Le couple de frottement au niveau de la surface convexe a été analysé sur un bac d'essai en fonction du matériau de la cupule métallique. Ce couple de frottement était inférieur pour l'acier inoxydable forgé comparé à un alliage de chrome cobalt coulé. Pour de faibles amplitudes de mouvement, il n'a pas été possible de mettre en évidence expérimentalement un quelconque effet protecteur de la présence de deux niveaux de mobilité sur les contraintes en cisaillement à l'interface os cupule. La présence d'un degré de mobilité externe, même si le couple de friction y est supérieur à la zone de mobilité interne, permet de protéger l'ancrage dans une certaine mesure lorsque la mobilité interne fonctionne mal.