

UNIVERSITE DE NANTES

FACULTE DE MEDECINE

Année 2003

N°154M

THESE

Pour le

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE

Qualification en Chirurgie Générale

Par

Luc SOUBIGOU

Présentée et soutenue publiquement le 31 octobre 2003

RESTITUTION ANATOMIQUE ET DISPOSITION INTRA-OSSEUSE D'UNE TIGE IMPACTEE A BLOCAGE ANTERO-POSTERIEUR

Président et directeur de thèse : M. le Professeur F. GOUIN

Membres du Jury : M. le Professeur J. LETENNEUR

M. le Professeur N. PASSUTI

M. le Docteur P. LECOUTEUR

A notre Maître et Président de thèse,

Monsieur le Professeur F. GOUIN,

Vous nous avez fait l'honneur de diriger ce travail. Votre dextérité chirurgicale n'a d'égale que votre rigueur scientifique. Vous resterez pour nous un exemple.

Soyez assuré de notre profond respect et de notre reconnaissance.

A notre Maître,

Monsieur le Professeur J. LETENNEUR,

Vous nous avez reçu dans votre service tel un père accueillant ses fils. Vous nous avez enseigné le geste, la rigueur, le travail en équipe et surtout l'aspect humain de notre profession.

Soyez remercié de nous avoir fait partager votre grande expérience en orthopédie et qu'il nous soit permis de vous exprimer ici notre vive reconnaissance et notre plus profonde estime.

A notre Maître,

Monsieur le Professeur N. PASSUTI,

Vous nous avez fait découvrir la chirurgie orthopédique. Tout au long de notre cursus, nous avons pu apprécier vos qualités chirurgicales et humaines. Nous sommes heureux de vous compter parmi les membres du jury.

Soyez assuré de notre dévouement et de notre profonde estime.

A Monsieur le Docteur P. LECOUTEUR,

Votre travail sur les butées de hanche est pour nous un exemple. Vous nous faites l'honneur de juger ce travail. Nous espérons qu'il sera à la hauteur de vos attentes.

Soyez assuré de notre profond respect.

A tous mes Maîtres d'internat,

Monsieur le Professeur J.V. BAINVEL

Monsieur le Professeur F. GOUIN

Monsieur le Professeur J. LETENNEUR

Monsieur le Professeur N. PASSUTI

Monsieur le Professeur J.M. ROGÉZ

Monsieur le Docteur C. BRESSON

Monsieur le Docteur C. CAMPS

Monsieur le Docteur M. CAPPELLI

Monsieur le Docteur T. de CERVENS

Monsieur le Docteur J. DELECRIN

Monsieur le Docteur J.Y. GIRARD

Monsieur le Docteur J.M. FRIEH

Monsieur le Docteur D. GASCHARD

Madame le Docteur S. GUILLARD

Monsieur le Docteur P. HAUET

Monsieur le Docteur D. HUGUET

Monsieur le Docteur D. MAULAZ

Monsieur le Docteur G. PIETU

Monsieur le Docteur J.F. ROCH

Madame le Docteur S. TOUCHAIS

A tous mes Chefs de clinique ,

Madame le Docteur L. BIGOTTE
Monsieur le Docteur B. BUQUET
Monsieur le Docteur E. CAREMIER
Monsieur le Docteur T. COLLET
Monsieur le Docteur J.B. de CUSSAC
Monsieur le Docteur V. GAUDIOT
Monsieur le Docteur P. GRUBER
Monsieur le Docteur C. GUILLEUX
Monsieur le Docteur S. GUILLO
Monsieur le Docteur O. LEGEAY
Monsieur le Docteur S. PAUMIER
Monsieur le Docteur C. PERRIER
Monsieur le Docteur J.F. RUIZ
Monsieur le Docteur J.F. SAM WING
Monsieur le Docteur A. SONNARD
Monsieur le Docteur G. VENET
Monsieur le Docteur D. WAAST

Votre patience et votre indulgence à mon égard
vous honorent.

A Elise, Paul et Julie,

Ma vie n'a de sens qu'à vos cotés. Je vous aime.

A mes parents,

Pour les valeurs que vous m'avez transmises et les efforts que vous avez accomplis.

A Béné,

Ma petite sœur bien aimée qui m'a bien aidé.

A Manu,

Quatre mille kilomètres nous séparent, mais nos sentiments sont proches.

A Ma Marraine,

Dont j'ai hérité de la meilleure saphène.

A Jean,

Toujours présent à nos côtés lors des moments importants.

A toute ma famille,

A Cyril, Franck, Marie, Solène et Suzanne,

Votre amour me touche.

A Marie et Bertrand,

Votre générosité scellera notre amitié à jamais.

A mes neveux et nièces,

Adélie,

Loulou,

Mathilde,

Nana.

A mes filleules et filleuls,

Elodie,

Emma,

Hippolyte.

A tous mes amis,

Agnès et Jean Stéphane, Alice et Olivier, Alice et Alex, Anne et Stéphane, Béa et Patrick, Bob et Broth, Caroline et Cedric, Cathy et Jean François, Caro et Jean Bert, Coralie et Youyou, Cécile et Gus, Claire et Jacky, Céline et Erwan, Eva et Jérôme, Fred et Denis, Gaëlle et Franck, Gégée et Gaet, Gwen et Francis, Gweny et Romain, Hélène et Yvon, Juan Marcos et la péluch, Judith et Nicolas, Julie et Cyril, Laure et Thuriel, Kiki et Jean Jean, Marie Hélène et Emmanuel, Marine et PJ, Nancy, Nico et sa chalinade, Pascaline et Renaud, Patricia et Rostan, Peggy et Vincent, Rachelle et Pimpim, Raphaëlla et Jean Mi, Sophie et Jean Luc, Sophie et Gous, Séverine et Ted, Sylvie et Olivier, Valérie et Olivier, Véro et David, Yo et Fred, Zaza et Christophe.

A tous mes compagnons de galère,

Alex, Antoine, Bertrand, Cécile, Charles, Cyril,
Denis, Djabi, Dominique, Eric, Fatima, François,
Fatimah, Fred, Fred GDC₂, Gus, Juan Marcos, Laurence,
Loïc, Momo, Mamaduba, Mostapha, Nico peau-os,
Nicolas, Olivier, Patrick, Pierre, Romain, Saïmone,
Stéphane, Thomas, Thuriel, Vincente et Zahia.

<u>Introduction.</u>	16
<u>Matériel et méthode.</u>	18
<u>I. La série.</u>	19
<u>A. Données pré-opératoires.</u>	19
<u>1. Méthodologie et suivi.</u>	19
<u>a. Recueil des données.</u>	19
<u>b. Conditions de l'examen radiographique.</u>	19
<u>c. Recul.</u>	20
<u>2. Renseignements cliniques.</u>	20
<u>a. Age et latéralité.</u>	20
<u>b. Etiologies.</u>	20
<u>c. Antécédents.</u>	20
<u>d. Score PMA et Harris.</u>	21
<u>e. Topographie des douleurs.</u>	21
<u>f. Handicap associé.</u>	21
<u>g. Niveau d'activité.</u>	22
<u>h. Inégalité de longueur des membres inférieurs.</u>	22
<u>2. Morphologie fémorale.</u>	23
<u>a. Distance sommet du grand trochanter-centre de la tête fémorale.</u>	23
<u>b. Flare index.</u>	23
<u>B. Les implants utilisés.</u>	27
<u>1. La tige Fémorale Orphée.</u>	27
<u>2. Les implants cotyloïdiens.</u>	29
<u>a. Les différents implants utilisés.</u>	29
<u>b. Diamètre moyen des implants.</u>	30
<u>3. Le couple de frottement.</u>	31
<u>a. Les têtes.</u>	31
<u>b. Le couple.</u>	31
<u>C. L'intervention et ses suites.</u>	32
<u>1. Technique opératoire.</u>	32
<u>2. Gestes complémentaires.</u>	32
<u>3. Complications.</u>	32
<u>4. Période post-opératoire.</u>	33
<u>D. Paramètres radiographiques.</u>	34
<u>1. Paramètres radiographiques cotyloïdiens.</u>	34
<u>a. Orientation des cotyles.</u>	34
<u>b. Restitution du centre de rotation.</u>	34
<u>c. Etude de l'interface os-implant cotyloïdien.</u>	37
<u>2. L'usure.</u>	38
<u>3. Ossifications ectopiques.</u>	39

<u>II. Etude de la stabilité primaire et secondaire.</u>	40
<u>A. Résultats cliniques à un an.</u>	40
<u>B. Etude radiographique.</u>	41
1. <u>Enfoncement du pivot Fémoral.</u>	41
2. <u>L'os péri-prothétique.</u>	43
a. <u>Lisés et géodes.</u>	43
b. <u>Lignes Réactives.</u>	44
c. <u>Ossifications endostées.</u>	45
d. <u>Piédestal.</u>	46
e. <u>Epaississements corticaux.</u>	47
f. <u>Hypertrophie du calcar.</u>	48
g. <u>Stress Shielding.</u>	48
<u>III. Etude du positionnement intra médullaire.</u>	49
<u>IV. Etude de la restitution anatomique exo-fémorale.</u>	51
<u>A. Hauteur Fémorale (distance GC).</u>	51
<u>B. Latéralité fémorale (distance CA).</u>	52
<u>Résultats.</u>	55
<u>I. Stabilité Primaire et secondaire.</u>	55
<u>A. Résultats Cliniques à 1 an.</u>	55
1. <u>Score PMA et Harris.</u>	55
2. <u>Douleurs résiduelles.</u>	57
3. <u>Niveau d'activité.</u>	58
<u>B. Résultats radiographiques.</u>	59
1. <u>Enfoncement du pivot fémoral.</u>	59
2. <u>Modifications osseuses péri-prothétiques.</u>	61
<u>II. Position intra-médullaire de la tige.</u>	62
<u>A. Position intra-médullaire du pivot fémoral.</u>	62
<u>B. Douleurs de cuisse.</u>	63
<u>III. Restitution anatomique exo-fémorale.</u>	65
<u>A. Restitution de la hauteur fémorale (distance CG).</u>	65
1. <u>Aspects quantitatifs.</u>	65
2. <u>Aspects qualitatifs.</u>	66
<u>B. Restitution de la latéralité (distance CA).</u>	67
1. <u>Aspects quantitatifs.</u>	67
2. <u>Aspects qualitatifs.</u>	68
<u>C. Restitution anatomique globale.</u>	69
1. <u>Restitution globale du fémur.</u>	69
a. <u>Aspects quantitatifs.</u>	69
b. <u>Aspects qualitatifs.</u>	71

c. Restitution fémorale dans les cas de révision arthroplastique.	73
d. Restitution fémorale et luxation.	74
e. Restitution fémorale et Valgus/Varus.	75
2. Restitution anatomique globale de la hanche.	76
a. Restitution anatomique globale et résultats cliniques.	76
b. Restitution de la longueur du membre opéré.	77
b1. Mesures cliniques.	77
b2. Mesures radiographiques.	77
 IV. Validité des paramètres mesurés	 79
 Discussion.	 80
 Conclusion.	 102
 Annexe.	 103
1. Score PMA.	103
2. Score de HARRIS modifié.	104
3. Schéma récapitulatif des valeurs mesurées dans cette étude.	105
4. Histoire de la tige fémorale Orphée.	106
 Bibliographie.	 107

Introduction.

L'arthroplastie totale de hanche est désormais une intervention de pratique courante en orthopédie. Ses indications sont de plus en plus larges face aux traitements conservateurs. Ainsi, la moyenne d'âge des patients opérés ne cesse de diminuer. Parallèlement, l'espérance de vie des populations susceptibles de bénéficier d'une telle intervention ne cesse d'augmenter. Le chirurgien retenant l'indication d'une prothèse totale de hanche (PTH) doit donc se préoccuper de sa longévité et imaginer dès l'implantation les possibilités de la future reprise chirurgicale lorsque surviendra la faillite du matériel.

Pour répondre à ce cahier des charges, outre le choix du type de cotyle et du couple de frottement, le chirurgien dispose de deux catégories de pivot fémoral : les tiges impactées et celles cimentées.

Longtemps décrites comme le *gold standart*, les tiges fémorales cimentées, sont de plus en plus délaissées au profit des tiges impactées de nouvelle génération. En effet, selon les séries, le taux de descellement des implants fémoraux cimentés imposant une reprise chirurgicale dépasserait les 10 % à 10 ans de recul ^{52, 99, 100}.

Les prothèses impactées semblent mieux correspondre aux critères définis précédemment en assurant un ancrage direct et durable avec l'os et en évitant le problème de l'ablation du ciment en cas de reprise chirurgicale ⁷⁸. De plus, leurs ancrages métaphysaires réaliseraient une barrière hermétique empêchant la migration endo-fémorale des particules d'usure à l'origine des granulomes de résorption ^{34, 94}.

Mais le choix d'un pivot fémoral n'est pas aussi simple : en effet, ce dernier, sans ciment, peut être droit ou anatomique, avec ou sans collerette, modulaire ou monobloc, en métal à effet de surface ou habillé d'un revêtement bioactif (qui peut être complet ou partiel).

De plus, la combinaison possible de plusieurs de ces éléments aboutit à plusieurs dizaines de tiges fémorales différentes, traduisant ainsi l'absence de consensus dans le choix des implants fémoraux impactés.

Malgré toutes ces différences, les tiges impactées possèdent une caractéristique commune : elles recherchent leur stabilité primaire de façon médio-latérale dans l'extrémité supérieure du fémur, malgré d'importantes variations morphologiques métaphysaires ^{35, 62, 76, 92}.

Afin de s'affranchir des problèmes de variation anatomique dans le plan frontal, le choix d'une prothèse à fort encombrement proximal antéro-postérieur semble logique, compte tenu de la plus grande constance de la métaphyse dans cette dimension ⁷⁶.

Cette option est confortée par la distribution hélicoïdale des contraintes qui s'exercent sur l'extrémité supérieure du fémur : à prédominance antéro postérieures en proximal, elles s'orientent dans le plan médio-latéral en distal ²⁶ ; les interfaces d'un pivot fémoral bloqué dans le plan frontal seraient donc soumises à des zones de moindre remaniement osseux.

Le service de Chirurgie Orthopédique du Centre Hospitalo-Universitaire de Nantes a conçu et développé cet implant appelé Orphée. Ce dernier est implanté depuis plusieurs années.

Ce travail a pour but d'étudier la tenue primaire et secondaire de cet implant et d'apprécier la restitution anatomique exo-fémorale qu'il procure.

Matériel et méthode.

Le but de cette étude était de répondre aux trois questions suivantes :

- 1. Peut-on obtenir une stabilité primaire et secondaire en utilisant un pivot fémoral impacté à blocage antéro-postérieur ?**
- 2. Quel est le positionnement endo-médullaire (restitution anatomique endo-fémorale) d'un tel implant ?**
- 3. Quelle restitution anatomique exo-fémorale peut apporter cette tige fémorale ?**

Afin de répondre à ces trois questions, nous avons étudié différents paramètres radiographiques et cliniques d'une série consécutive de 94 patients (116 hanches) ayant bénéficié d'une PTH entre le premier janvier 2000 et le trente février 2001. Toutes les interventions ont été réalisées par 7 chirurgiens seniors (FG, GV, JFR, JVB, MC, NP et PH). Afin de limiter les biais liés à l'apprentissage de la mise en place du pivot fémoral, les opérateurs avaient déjà une expérience de la pose de la tige Orphée (Center Pulse[®], Baal, CH), mise à leur disposition un an et demi auparavant.

Les différentes données de cette série sont résumées dans la première partie de ce chapitre (cf. I. La série étudiée.). Les autres données de cette série permettant de répondre aux trois questions précédentes seront exposées dans le chapitre Résultats.

I. La série.

A. Données pré-opératoires.

1. Méthodologie et suivi.

a. Recueil des données.

Tous les patients inclus dans cette étude ont été vus en consultation préopératoire, à six semaines de l'intervention et à chaque date anniversaire de la mise en place de la prothèse. Lors de ces consultations, un examen radio clinique standardisé a été réalisé.

Le recueil des données cliniques pré et post-opératoire a été rapporté dans une feuille ronéotypée où sont consignés les antécédents, les événements propres à la prothèse (infection, luxation, explantation), l'existence d'une autre pathologie invalidante, le niveau d'activité, la localisation et le mode de survenue des douleurs, les mobilités articulaires, les inégalités de longueur des membres inférieurs et tous les renseignements nécessaires au calcul des scores PMA et Harris .

L'absence de certaines données cliniques dans 14 observations a rendu impossible le calcul des scores PMA et Harris.

b. Conditions de l'examen radiographique.

L'examen radiographique standardisé comportait systématiquement un cliché du bassin de face et un profil de la hanche concernée. Ces deux clichés ont toujours été réalisés en charge, avec une distance émetteur-plaque constante (1 mètre 50).

Les premiers clichés radiographiques en charge étaient réalisés à la sixième semaine post opératoire, date de la reprise d'appui du membre opéré.

Les clichés étaient jugés comparables en cas de symétrie des trous obturés et de coefficient d'agrandissement identique (rapport du diamètre de la tête prothétique mesuré sur le cliché par son diamètre réel ; dans notre série, il était en moyenne de 1,18).

Différents aspects de ces radiographies ont été analysés par un examinateur indépendant, afin d'apprécier l'intégration osseuse de la prothèse, sa restitution endo et exo-fémorale.

Dans un cas, les différents paramètres radiographiques étudiés n'ont pu être mesurés en raison de radiographies non comparables.

c. Recul.

Le recul moyen de cette étude était de 10,5 mois. Quatre vingt seize hanches ont été revues avec un recul de un an et dix avec un recul de six semaines.

2. Renseignements cliniques.

a. Age et latéralité.

Notre étude concernait 116 hanches chez 94 patients (48 hommes pour 46 femmes). Cette série homogène incluait 61 hanches droites et 55 hanches gauches ; 22 patients ayant bénéficié d'une arthroplastie totale de hanche bilatérale. La moyenne d'âge des patients était de 58,3 ans avec des extrêmes de 23 à 82 ans et un écart type de 13,7.

b. Etiologies.

Parmi les étiologies légitimant les interventions, on notait 65 arthroses primitives (56%), 32 arthroses sur dysplasie (27,6%), 2 arthroses sur luxation haute appuyée (1,7%), 7 nécroses aseptiques de tête fémorale (6%), 3 arthroses post traumatiques (2,6%), 3 arthrites inflammatoires (2,6%) et 4 reprises bipolaires de PTH (3,4%). Il s'agissait dans ces derniers cas de révisions de prothèses scellées, motivées par des descellements mécaniques avec un recul moyen non précisé.

c. Antécédents.

Onze patients (9,5%) avaient déjà eu au moins une intervention chirurgicale pré-prothétique sur le côté concerné par l'arthroplastie ; ainsi, on notait, 3 butées acétabulaires ostéoplastiques (2,6%), 5 ostéotomies fémorales (4,3%), 2 forages biopsiques (1,7%), 1 ostéosynthèse cotyloïdienne (0,9%) et 1 ostéosynthèse cervico trochatérienne (1,9%).

d. Score PMA et Harris.

L'évaluation fonctionnelle des patients comportait une double cotation des hanches opérées, selon les classifications de PMA et Harris ^{46, 73}. Le score PMA donne un résultat comportant au maximum 18 points, dont 6 points sont dévolus à la douleur, 6 points aux mobilités de la hanche et 6 points attribués à la capacité à la marche (cf. Annexe). La classification de Harris fournit un score global coté sur 100 points (cf. Annexe).

Le score PMA moyen était de 11,7 en pré-opératoire avec des extrêmes allant de 2 à 17, et un écart type de 2,98. On notait également, 1% d'excellents et très bons résultats (score PMA de 17 à 18), 14,5% de bons résultats (score PMA de 15 à 16), 31% de résultats passables (score PMA de 13 à 15), 40% de résultats médiocres (score PMA de 9 à 12) et 13,5% de mauvais résultats (score PMA inférieur à 9).

Le score moyen pré opératoire de Harris était de 45,7 avec un écart type de 12,6. Les valeurs étaient comprises entre 7 et 70.

e. Topographie des douleurs.

Les douleurs étaient localisées dans 17,7% des cas au niveau de la cuisse, dans 44,7% des cas au niveau de l'aîne, dans 56% des cas au niveau de la fesse et de la région trochantérienne, et dans 9,1% des cas au niveau du genou. Plusieurs topographies douloureuses pouvaient coexister chez un même sujet.

f. Handicap associé.

Dans l'éventualité d'une pathologie invalidante intriquée, pouvant interférer avec les résultats fonctionnels, tous les sujets ont été classés selon les trois catégories de Charnley ²³ :

A : hanche opposée non invalidante

B : Hanche opposée invalidante

C : autre handicap moteur

Ainsi, on dénombrait 71 patients (61,2%) dans la catégorie Charnley A, 35 Charnley B (30,2%) et 10 patients Charnley C (8,6%). Les moyennes des scores PMA et Harris de ces trois échantillons étaient respectivement de : 11,5 et 45,3 ; 11,6 et 46,9 ; 13 et 45,7. Les différences observées n'étaient pas significatives : **dans notre étude, la catégorie de Charnley à laquelle appartenaient les patients, n'influçait pas le score clinique pré-opératoire.**

g. Niveau d'activité.

Afin de compléter les renseignements cliniques fournis par les scores PMA et de Harris, les patients ont été interrogés sur leur occupation. Le niveau d'activité a ensuite été classé dans l'une des 6 catégories suivantes :

- Sport et travail de force
- Travail actif
- Travail léger (retraité actif)
- Sédentaire (activité domestique)
- Semi sédentaire (retraité)
- Grabataire (lit-fauteuil)

Dans cette série, 2% des patients occupaient une activité de force ou un sport, 24% un travail actif, 16% un travail léger, 23% étaient sédentaires et 35% semi sédentaires. Aucun patient n'était grabataire (occupation lit-fauteuil).

h. Inégalité de longueur des membres inférieurs.

Trente deux patients présentaient une inégalité de longueur des membres inférieurs ; celle ci pouvait se présenter sous forme d'un raccourcissement du membre opéré : on notait ainsi une inégalité de – 1 cm dans 10 cas, de –1 à –2 cm dans 16 cas et supérieure à 2 cm dans 3 cas. Trois patients avaient un membre inférieur opéré plus long de 1 cm en pré-opératoire.

2. Morphologie fémorale.

a. Distance sommet du grand trochanter-centre de la tête fémorale.

Dans cette série, le sommet du grand trochanter était situé en moyenne à 7 mm au dessus du centre de la tête fémorale, avec un écart type de 8,4 et des valeurs extrêmes de +15 à -45 mm (cette dernière valeur correspond à une hanche dysplasique sans antécédent chirurgicaux ; par convention, les valeurs négatives indiquent que le centre de la tête est situé sous le sommet du grand trochanter, selon une projection orthogonale suivant l'axe de la diaphyse). Le sommet du grand trochanter correspondait au centre de rotation dans 16 cas ; il était situé au dessus de la tête fémorale dans 84 cas (valeurs négatives); au dessous dans 16 cas (valeurs positives).

Ces résultats, illustrés dans la figure 1, montrent la relative fiabilité de ce repère (sommet du grand trochanter) en vue de restituer le centre de rotation d'une hanche.

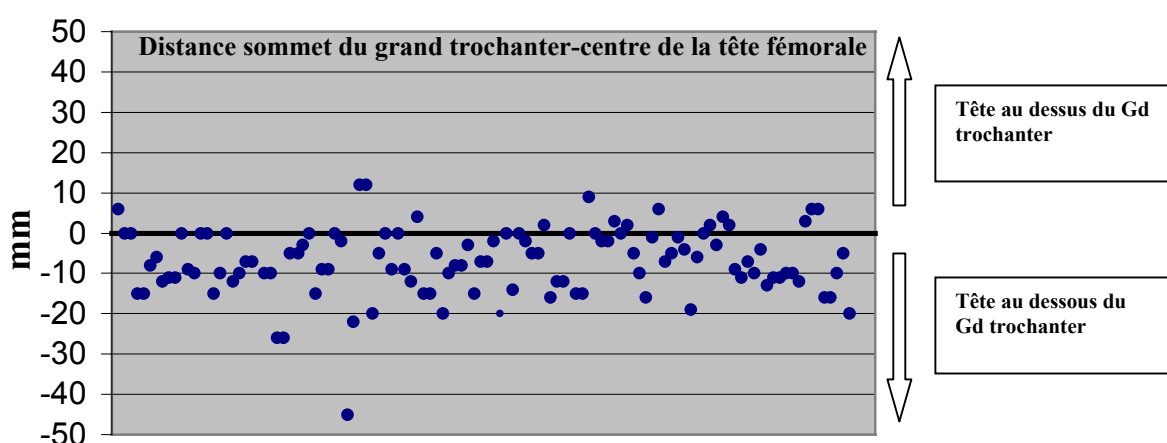


Figure 1. Position du sommet du grand trochanter par rapport au centre de la tête fémorale.

Les points représentent la position du sommet du grand trochanter par rapport au centre de la tête fémorale pour chaque hanche de la série. Les distances sont mesurées en mm, suivant une projection orthogonale sur l'axe de la diaphyse. Les valeurs négatives correspondent à une position du centre de la tête fémorale sous le sommet du grand trochanter ; les valeurs positives indiquent que le centre de la tête est situé au dessus du sommet du grand trochanter.

b. Flare index.

La morphologie des fémurs devant bénéficier d'une arthroplastie a été classée selon les critères de Noble ⁷⁶. L'auteur distingue plusieurs types de fémur en fonction du rapport entre la largeur de la métaphyse et la taille du fût fémoral. Le résultat est également appelé index de Noble ou *Flare index*.

Les mesures ont été réalisées sur le cliché radiographique du bassin de face : le centre du petit trochanter est déterminé par l'intersection de ses deux tangentes ; les distances sont mesurées 2 cm au dessus et 8 cm au dessous du sommet du petit trochanter (Figure 2.). On obtient ainsi 3 types morphologiques (Figures 3 et 4.):

- Fémur en tuyau de poêle : forme cylindrique : index inférieur à 3
- Fémur normal : index compris entre 3 et 4,7
- Fémur en flûte à champagne : forme d'entonnoir : index supérieur à 4,7

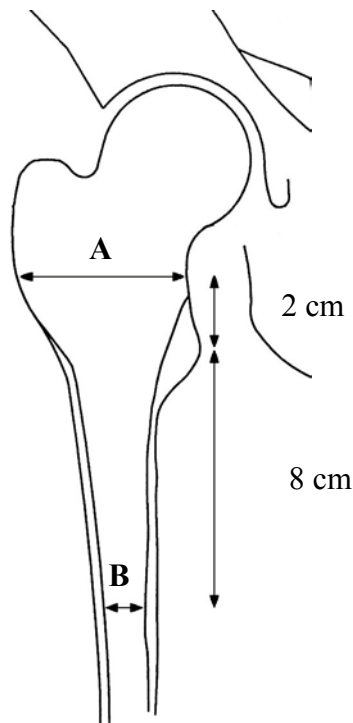
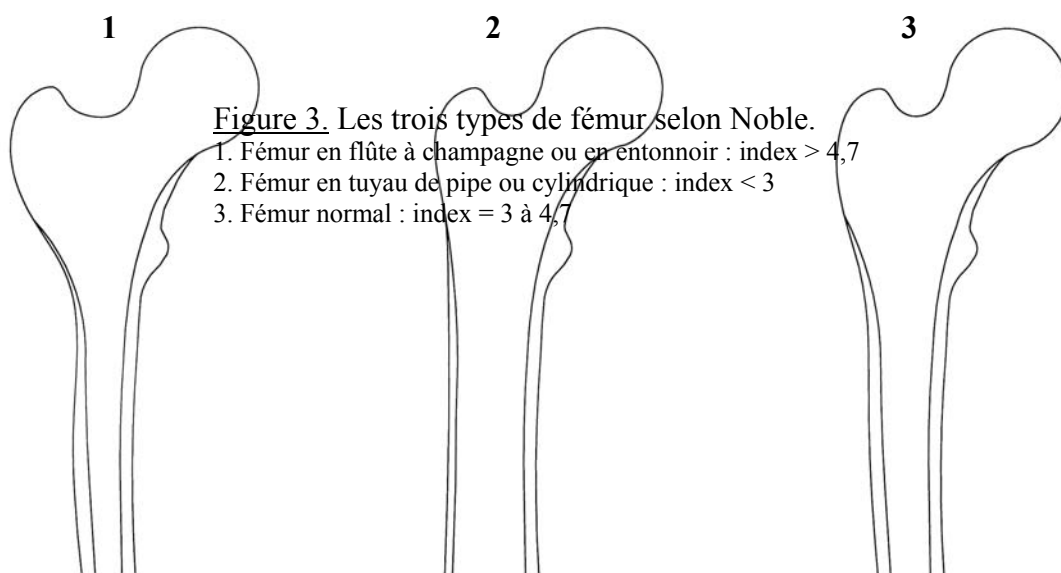


Figure 2. Radiographie de face. Calcul du *Flare index* (index de Noble).
 $\text{Flare index} = A/B$; A : métaphyse fémorale mesurée 2 cm au dessus du sommet du petit trochanter ; B : isthme ou fût fémoral mesuré 8 cm au dessous du sommet du petit trochanter.

Dans cette étude, on obtenait 25 (21,6%) fémurs en « tuyau de poêle », 82 (70,7%) fémurs normaux, et 9 (7,7%) fémurs en « flûte à champagne ». Il n'y avait pas de différence significative des scores PMA et Harris entre les trois catégories de fémur.

Dans cette étude, le score clinique pré opératoire n'était pas influencé par la morphologie du fémur.



BC



Figure 4. Clichés radiographiques de face : exemples de différents types de fémur.
a : Fémur en flûte à champagne ou en entonnoir (index $>4,7$).
b : Fémur en tuyau de poêle ou cylindrique (index <3).

B. Les implants utilisés.

1. La tige Fémorale Orphée.

Il s'agit d'une tige droite monobloc, sans collerette, de forme tronconique à section ovalaire (Figure 5.). Disponible en 6 tailles, elle est forgée dans un alliage de titane. Seule sa partie proximale, destinée à la zone métaphysaire du fémur, est recouverte d'un revêtement d'hydroxyapatite, d'une épaisseur de 55 à 100 microns ; le reste de la tige est lisse. Sa tenue primaire (ou stéréostabilité) est assurée par sa forme tronconique et par ses stries proximales longitudinales antirotatoires. L'angle cervico diaphysaire de 135° reste constant quel que soit la taille de l'implant. La longueur du col (ou *Offset*) suit une progression proportionnelle à la taille de la prothèse afin d'éviter les effets de latéralisation avec les implants de petite taille et de latéralisation avec les implants de grande taille. Le col se termine par un cône morse de 12/14 mm. Celui ci est destiné à recevoir une gamme de tête de 28 mm ou 22,2 mm de diamètre.

Cette tige a été implantée sur les 116 hanches de la série. Toutes les tailles disponibles de la prothèse ont été utilisées. On dénombrait ainsi 12 taille 1 (10,3 %), 22 taille 2 (18,9 %), 51 taille 3 (44 %), 16 taille 4 (13,8 %), 12 taille 5 (10,3 %) et 3 taille 6 (2,6 %).

La taille de la prothèse était indépendante de la morphologie fémorale (index de Noble) : cf. Tableau I.

Index de Noble / Taille du pivot fémoral	TP	N	FC	NS
Taille 1	2	8	2	12
Taille 2	3	15	4	22
Taille 3	14	34	3	51
Taille 4	3	13		16
Taille 5	2	10		12
Taille 6	1	2		3
	25 Cas	82 Cas	9 Cas	116 Cas

Tableau I. Relation entre l'index de Noble et la taille du pivot fémoral.

TP : fémur en forme de tuyau de poêle (index de Noble < 3).

N : fémur normal (index de 3 à 4,7).

FC : fémur en forme de flûte à champagne (index > 4,7).

NS : les différences observées ne sont pas significatives.



Figure 5. La tige fémorale Orphée vue de face (**a**) et de profil (**b**).

2. Les implants cotyloïdiens.

a. Les différents implants utilisés.

Différents types de cotyle étaient à disposition des opérateurs. Les cotyles à couple de frottement céramique/céramique ou métal/métal étaient préférentiellement destinés aux sujets jeunes ; les cotyles à double mobilité, permettant de diminuer le risque de luxation, étaient idéalement indiqués chez les sujets à risques (troubles neurologiques, impossibilité d'obtenir la coopération du patient).

Parmi ces différents types de cotyles disponibles, on recensait :

- le cotyle Atlas 3[®] (FH, Heimsbrunn, France). Il s'agit d'un implant hémisphérique en alliage de titane totalement recouvert d'hydroxyapatite. Sa tenue primaire est assurée par 4 plots anti-rotatoires et une fente inférieure qui lui confère des propriétés élastiques primaires. Cette dernière propriété permet son impaction sur un mode *press-fit* grâce à un surdimensionnement de l'implant de 2 mm par rapport au fraisage. L'utilisation de vis spongieuses de 6,5 mm permet d'augmenter la tenue primaire de l'implant si celle-ci est jugée médiocre. Ce cotyle a été systématiquement associé à un insert de polyéthylène UHWPE (acronyme de *Ultra High Weight Poly Ethylene* signifiant qu'il s'agit d'un polyéthylène de haut poids moléculaire) avec débord radiaire de 10° en position postéro-supérieure. **Ce cotyle a été implanté 90 fois (77,6%), dont 7 fois avec des vis.**

- le cotyle Allofit[®] (Center Pulse, Baal, CH). Cet implant en titane, est recouvert de plots de 1 mm. Sa tenue primaire est assurée par un effet *press-fit* grâce au fraisage osseux réalisé « taille pour taille ». Ce cotyle peut recevoir plusieurs types de noyaux destinés aux couples de frottement Métal/Métal (Metasul[®]), Céramique/Céramique (Cerasul[®]) ou Polyéthylène/Céramique. **Dans notre étude, les 17 cotyles Allopro[®] implantés (14,7%) ont été utilisés 16 fois avec le couple Céramique/Céramique et 1 fois avec le couple Métal/Métal.**

- le cotyle Advantage[®] (Biomet & Merck France, Valence, Fr) correspond à une hémisphère débordante dans le quadrant supérieur. Cette pièce en alliage d'acier, est recouverte d'hydroxyapatite. Sa rigidité lui conférant un effet *press-fit* peu important, la tenue primaire est principalement assurée par deux plots à cône morse et une vis de diamètre de 4,5 mm introduite dans une patte polaire supérieure. Sa face interne, lisse, permet une double mobilité de l'insert en polyéthylène, entre la tête de 28 mm et le *metal back*, réduisant ainsi le risque de luxation. **Cet implant a été utilisé à 5 reprises (4,3%).**

- le cotyle Cerafit[®] (Surfix, Saint Sebastien sur Loire, Fr) est un cotyle utilisable en première intention. Néanmoins, son principe de stabilisation par vis pilotis solidarisées à l'implant par des contres écrous, le destine plutôt à des indications de reprise ou de reconstruction. Sa surface est recouverte d'hydroxyapatite. Son noyau en polyéthylène ne présente aucune particularité. **Ce dernier a été employé 3 fois (2,6%).**

- le cotyle type Muller (Center Pulse, Baal, CH) à cimenter est constitué de polyéthylène UHWMP. Un fil métallique radio opaque permet de mesurer son usure. **Ce cotyle a été implanté une seule fois (0,8%) lors d'une reconstruction cotyloïdienne par biomatériaux et croix de Kerboull dans le cadre d'une révision arthroplastique bipolaire aseptique.**

b. Diamètre moyen des implants.

Le diamètre moyen des cotyles était de 54 mm avec des variations extrêmes de 46 à 62 mm, et un écart type de 4.

3. Le couple de frottement.

a. Les têtes.

Les trois tailles de col de tête disponibles (court : - 4 mm, moyen : 0 mm, long : + 4 mm) ont été utilisées dans les proportions respectives de 16,5%, 54,8% et 28,7%. Leurs diamètres étaient systématiquement de 28 mm. Elles étaient toutes en céramique d'alumine (Al_2O_3), à l'exception d'un cas lié à l'utilisation du couple de frottement Métal/Métal (Métasul[®]).

b. Le couple.

Parmi les différents types de couples de frottement utilisés, on notait l'emploi de 99 couples Céramique/Polyéthylène (85,4%), 16 couples Céramique/Céramique (13,8%) et 1 couple Métal/Métal (0,8%).

C. L'intervention et ses suites.

1. Technique opératoire.

Toutes les interventions ont été pratiquées sous anesthésie générale, en décubitus latéral par voie postéro-externe de type Moore. Après luxation de la tête fémorale, le col était sectionné 1 cm au dessus du petit trochanter. Le grand trochanter était évidé et le canal centro médullaire perméabilisé à l'aide d'un alésoir rigide. Les râpes, de tailles croissantes, étaient passées jusqu'au blocage antéro-postérieur, marqué par l'apparition d'un bruit mat lors de la percussion. Après préparation et mise en place de l'implant cotyloïdien, la tige fémorale Orphée était implantée ; différents types de cotyle impacté ont été utilisés (cf. B. Les implants.).

La fermeture était réalisée plan par plan sur des drains aspiratifs.

2. Gestes complémentaires.

Six patients ont bénéficié d'un geste complémentaire cotyloïdien au cours de l'intervention : trois butées osseuses ont été réalisées en raison d'une découverte de l'implant et trois géodes ont été comblées par du tissu osseux spongieux (autogreffe provenant de la tête fémorale).

Aucun geste complémentaire n'a été réalisé au niveau fémoral.

3. Complications.

Aucune complication mécanique (fissure, fracture ou autre) au niveau du cotyle ou du fémur n'a été signalée en per-opératoire.

En post-opératoire immédiat, sur le plan local, seule une luxation à J2 était à noter. Celle ci a été réduite en urgence sous anesthésie générale. Le testing post-réductionnel objectivait une instabilité attribuée à un défaut d'antéversion de la pièce fémorale. Cette dernière a donc été changée immédiatement pour une taille identique ; cette luxation est restée unique depuis la reprise chirurgicale.

Nous n'avons noté aucun hématome justifiant une reprise chirurgicale, ni désunion cicatricielle, ni sepsis précoce. Aucune complication générale de type thromboembolique n'a été rapportée dans cette étude.

4. Période post-opératoire.

Les patients restaient alités 24 heures. La déambulation en appui soulagé à l'aide de deux cannes anglaises était débutée au troisième jour et poursuivie jusqu'à la sixième semaine.

Les drains de Redon étaient ôtés au troisième jour post-opératoire, les fils au quinzième jour. La durée d'hospitalisation était en moyenne de 8 jours.

D. Paramètres radiographiques.

1. Paramètres radiographiques cotyloïdiens.

a. Orientation des cotyles.

L'inclinaison du cotyle dans le plan frontal a été mesurée par l'angle entre l'horizontale et la droite passant par les deux points extrêmes de l'ellipse prothétique (Figure 6.). Sa valeur a été notée en degrés.

Dans notre série, l'orientation moyenne des implants acétabulaires par rapport à l'horizontale était de $45,5^\circ$ (Min ; Max : 30° ; 64°).

b. Restitution du centre de rotation.

Le centre de rotation C de la hanche prothésée a été situé par ses coordonnées dans un repère orthogonal centré sur le milieu du U radiologique ; l'abscisse est notée L, l'ordonnée H. Chaque lettre est annotée d'un indice : le chiffre correspond au délai post-opératoire de la mesure : $C_0(L_0;H_0)$ indique qu'il s'agit des mesures réalisées en post opératoire sur le premier cliché radiographique en appui à la sixième semaine ; C_1 correspond à la mesure réalisée à 1 an. La lettre i annotée en indice indique qu'il s'agit de la mesure idéale ; celle ci est mesurée sur le coté controlatéral à l'arthroplastie ou sur le cliché pré-opératoire si cette dernière n'est pas indemne. Le centre de rotation de la hanche est imposé par le positionnement et la morphologie du cotyle (Figure 6.).

Nous avons qualifié la restitution anatomique du centre de rotation de la hanche prothésée de façon arbitraire en fonction du résultat de la différence entre les valeurs post-opératoires (H_0 et L_0) et les valeurs pré-opératoires (ou idéales i.e. H_i et L_i) :

Restitution du paramètre ≤ 5 mm : restitution qualifiée de bonne

Restitution du paramètre entre 5 et 10 mm : restitution qualifiée de moyenne

Restitution du paramètre >10 mm : restitution qualifiée de médiocre

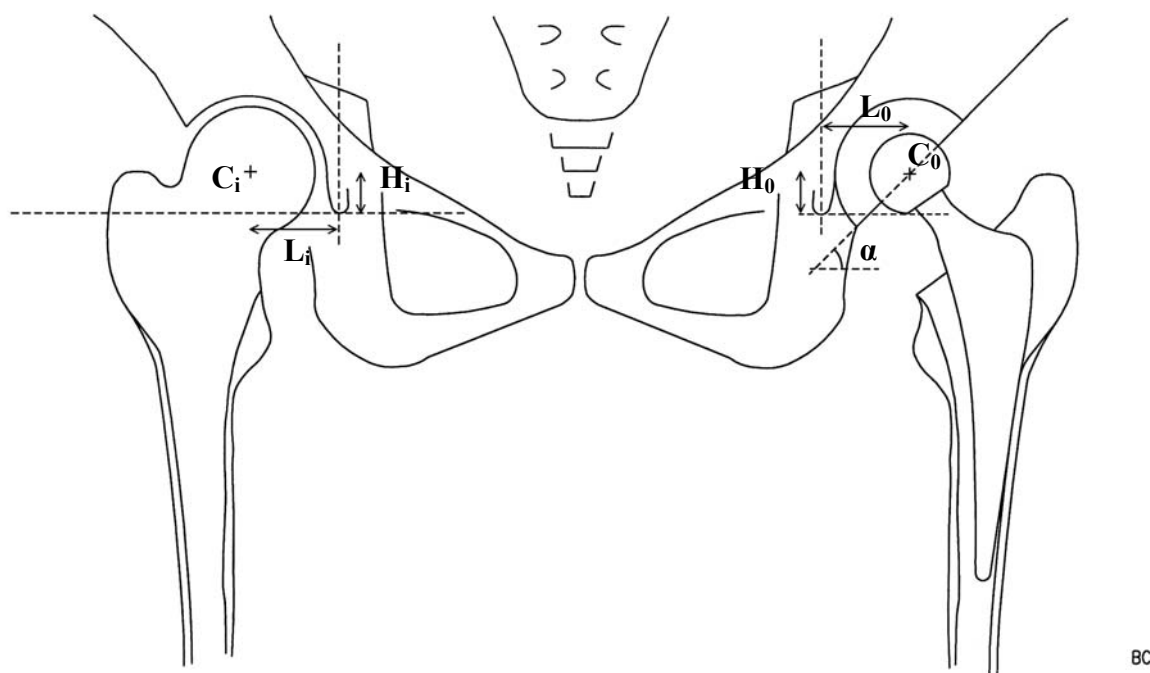


Figure 6. Mesure des paramètres cotyloïdiens.

C_i : centre de rotation idéal (ou pré-opératoire) ; H_i : hauteur du centre de rotation idéal ; L_i : latéralité du centre de rotation idéal ; C_0 : centre de rotation de la hanche prothésée ; H_0 : hauteur du centre de rotation de la prothèse ; L_0 : latéralité du centre de rotation de la prothèse ; α : angle d'orientation du cotyle. Les lettres annotées de l'indice 0, indiquent qu'il s'agit des premières mesures post-opératoires (*i.e.* à la sixième semaine).

En tenant compte du sens de variation de la mesure de la hauteur du centre de rotation H_i par rapport à H_0 (ascension en cas de différence positive, abaissement en cas de différence négative), **on obtenait une ascension moyenne de 0,8 mm (Min ; Max : -16 ; +13).**

En valeur absolue (*i.e.* en ne tenant pas compte du sens de la variation : abaissement ou ascension), la moyenne de la différence de hauteur du centre de rotation était de 3,9 mm avec un écart type de 3,4 (Min ; Max : 0 ; 16). Ainsi, en reprenant les conditions arbitraires de restitution anatomique définies précédemment, on obtenait, 86 cas (74,8%) de restitution qualifiée de bonne (≤ 5 mm), 23 cas (20%) de restitution moyenne (≤ 10 mm) et 6 cas (5,2%) de restitution médiocre (≥ 11 mm).

Les cotyles utilisés dans cette étude ont induit une médialisation moyenne du centre de rotation de 3,3 mm (Min ; Max : -19 ; 10).

En ignorant le sens de variation de L, la moyenne de la différence de latéralité du centre de rotation était de 4,8 mm avec un écart type de 3,9 (Min ; Max : 0 ; 19). On dénombrait ainsi, 78 cas (67,8%) de bonne restitution de la latéralité du centre de rotation, 29 cas (25,2%) de restitution moyenne et 8 cas (6,9%) de restitution médiocre.

Au total, en tenant compte de la latéralité et de la hauteur du centre de rotation, on dénombrait 60 cotyles (52,2%) en bonne position, 43 cotyles (37,4%) ayant une restitution moyenne et 12 cotyles (10,4%) avec une restitution médiocre. Ces résultats sont résumés dans le tableau II.

Paramètres cotyloïdiens / Qualité de la restitution	Restitution de H	Restitution de L	Restitution cotyloïdienne
Bonne	86	78	60
Moyenne	23	29	43
Médiocre	6	8	12
	115 Cas	115 Cas	115 Cas

Tableau II. Qualité de la restitution des paramètres cotyloïdiens après l'arthroplastie.

La restitution de la hauteur et de la latéralité du centre de rotation de la hanche prothésée est qualifiée de bonne si la variation est inférieure à 6 mm, moyenne si elle est comprise entre 6 et 10 mm et médiocre si elle est supérieure à 10 mm. La restitution finale du centre de rotation (restitution cotyloïdienne) est appréciée par la variation indépendante des 2 paramètres précédents : bonne si H et L sont bons, moyenne si L ou/et H sont moyens, médiocre si L ou/et H sont médiocres.

c. Etude de l'interface os-implant cotyloïdien.

L'épaisseur des lisérés cotyloïdiens a été mesurée sur les clichés de face et de profil ; leur étendue a été déterminée en fonction de la classification de De Lee et Charnley²⁷, étendue à 3 zones supplémentaires sur le cliché de profil. La topographie d'éventuelles géodes cotyloïdiennes a été notée selon la même classification (Figure 7).

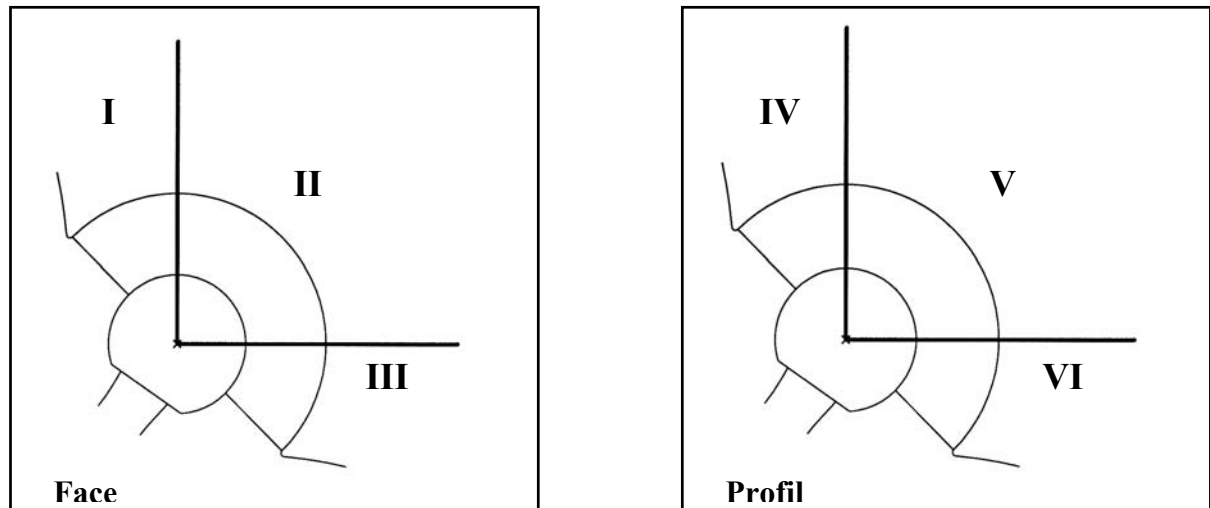


Figure 7. : Zones acétabulaires de De Lee et Charnley (I à III).

Face : cliché radiographique de face. Les zones sont numérotés de I à III, de dehors en dedans.

Profil : cliché radiographique de profil. En s'inspirant de la classification de De Lee et Charnley, les zones sont numérotées de IV à VI, d'avant en arrière.

Au dernier suivi, l'étude des interfaces péri-prothétiques montrait la présence de 7 lisérés cotyloïdiens non évolutifs sur 4 hanches (1 liséré de 1 mm en zone VI, 3 lisérés de 2 mm en zone I et 3 lisérés de 1 mm en zone IV).

2. L'usure.

Une usure précoce du polyéthylène a été recherchée par la méthode de Postel ⁸⁴, en mesurant la distance séparant le centre de l'ellipse cotyloïdienne du centre de rotation (Figure 8.). Cette technique fournit une mesure approximative ne distinguant pas l'usure du fluage.

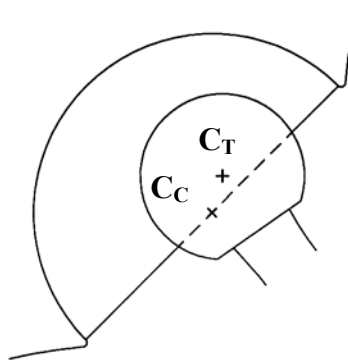


Figure 8.. Mesure de l'usure cotyloïdienne (méthode de Postel).

C_C : centre du cotyle correspondant au milieu de l'ellipse cotyloïdienne ; C_T : centre de la tête, pouvant être localisé par des abaques concentriques ou par l'intersection des médiatrices aux tangentes du cercle. L'usure correspond à la mesure directe de la distance $C_T C_C$, divisée par le coefficient d'agrandissement de la radiographie.

Aucune usure prématurée n'a été décelée sur les derniers clichés radiographiques. Dans tous les cas, celle ci était inférieure au seuil de détection de la méthode utilisée.

3. Ossifications ectopiques.

La présence et la quantification de calcifications péri prothétiques a été évaluée selon la classification de Brooker¹⁵ qui distingue 5 stades :

- Stade 0 : pas de calcification
- Stade 1 : îlots osseux
- Stade 2 : éperons osseux séparés de plus d'un centimètre
- Stade 3 : éperons osseux séparés de moins d'un centimètre
- Stade 4 : ankylose

Selon cette classification, on dénombrait la présence de 6 ossifications péri-prothétiques, réparties en 2 Stades I, 1 Stade II et 3 Stades III.

II. Etude de la stabilité primaire et secondaire.

A. Résultats cliniques à un an.

Afin d'apprécier la stabilité de l'implant au cours du temps (stabilité primaire et ostéo-intégration secondaire), nous avons étudié les résultats cliniques obtenus à un an de recul. Nous avons estimé qu'une indolence était en faveur d'une stabilité de l'arthroplastie dans le fémur, alors qu'une absence de stabilité de l'implant pouvait être une cause de douleurs mécaniques³¹.

Les résultats cliniques post opératoires ont été étudiés selon les mêmes critères que ceux définis précédemment (cf. IA2. Renseignements cliniques).

B. Etude radiographique.

1. Enfoncement du pivot Fémoral.

L'enfoncement de la tige fémorale était détecté par le suivi de la mesure de la distance GE, séparant l'épaule de la prothèse (point E) du sommet du grand trochanter (point G), selon la direction de l'axe diaphysaire A (Figure 9.). Afin d'apprécier ce phénomène, nous avons également mesuré de façon répétée, la distance GC (centre de rotation–sommet du grand trochanter selon l'axe A).

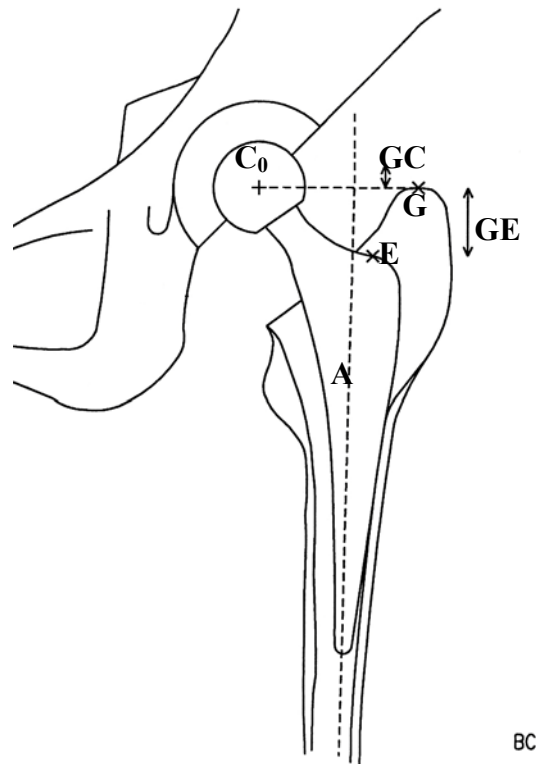


Figure 9. Radiographie de face. Repères servant à mesurer l'enfoncement du pivot.

A : axe diaphysaire du fémur ; C₀ : centre de rotation de la hanche prothésée ; E : épaule de la prothèse ; G : sommet du grand trochanter ; GE : distance épaule-grand trochanter selon l'axe A ; GC : distance centre de rotation-grand trochanter selon l'axe A.

En effet, lorsque les clichés radiographiques standards sont considérés comme comparables (diamètre des têtes prothétiques identiques et symétrie des trous obturés), les deux points E et G sont soumis aux plus faibles variations positionnelles de la hanche (liées à la rotation ou à l'inclinaison de la hanche) et aux différences d'incidence des rayons X ⁹. Nous avons considéré que l'enfoncement était significatif au delà de 5 mm. Cette distance nous paraissait significative en radiographie standard, les chiffres de différents auteurs s'échelonnant entre 2 et 5 mm ^{63, 75, 81, 100, 105}.

2. L'os péri-prothétique.

Le suivi de l'intégration de la prothèse dans l'os receveur a été réalisé en étudiant différents paramètres radiographiques ; ceux-ci, décrits par Engh, permettent d'apprécier la qualité de l'interface os-prothèse et de qualifier la stabilité de l'implant^{30, 31, 32, 33}.

a. Lisérés et géodes.

Un liséré est une fine ligne claire d'épaisseur variable, bordée par une mince ligne dense. Cette ligne est parallèle à la tige (ou au ciment dans le cas des implants scellés). L'épaisseur et la topographie des lisérés autour de la pièce fémorale ont été recherchées et localisées selon la classification de Gruen⁴³ qui a été étendue à 7 zones supplémentaires sur les clichés radiographiques de profil (Figure 10.).

Cette ligne claire correspond à une zone d'absorption photonique moindre liée à la présence d'un tissu fibreux autour de l'implant. **La présence de ce signe à la partie proximale de l'implant serait très péjorative dans notre étude ; elle traduirait l'absence d'ostéointégration de la tige par une encapsulation fibreuse^{30, 34}.**

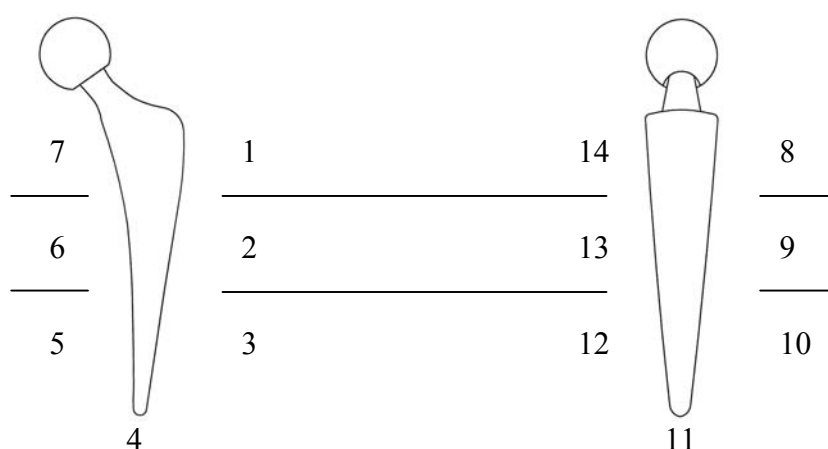


Figure 10. Les zones fémorales de Gruen (1 à 7).

Les corticales fémorales péri-prothétiques sont découpées en trois tiers. Un chiffre est attribué à chaque zone en partant en haut et en dehors sur le cliché antéro-postérieur. Par analogie à la classification de Gruen, sur le cliché médio-latéral, les zones sont numérotées de 8 à 14 en partant en haut et en arrière.

Les géodes apparaissent sous la forme d'une image de soustraction et correspondent à une zone ostéolytique. Plusieurs étiologies peuvent être à l'origine de ce processus de résorption : infectieuse, inflammatoire lié à un descellement. Leur éventuelle présence a été recherchée et notée selon la même classification.

b. Lignes Réactives.

Les lignes réactives sont définies comme une fine bordure dense parallèle à l'implant et séparée de celui-ci par une distance de 1 à 2 mm (Figure 11.). La densité osseuse est identique de part et d'autre de cette ligne. Elles correspondent à une réaction osseuse liée à l'inadéquation entre la rigidité de l'implant et l'élasticité osseuse⁶¹. **Leur présence en regard des parties lisses (non réhabitables) d'un implant est normale et physiologique. Par contre, leur existence au niveau des zones bioactives (revêtement HAP) est péjorative et traduit l'absence de cohésion entre l'implant et le segment osseux adjacent**³⁴.



Figure 11. Radiographie de face : présence de lignes réactives.
Les lignes réactives (flèche blanche) sont localisées au niveau des zones 3 et 4.

c. Ossifications endostées.

Elles se présentent comme des zones de condensation en flammèches ou en pastilles qui pontent l'espace entre l'implant et la corticale endostée (Figure 12.). Elles correspondraient à une métaplasie osseuse liée aux modifications des contraintes engendrées par la tige : le spongieux souple se transformant en os endosté rigide.

Pour Engh, ce signe radiographique serait extrêmement favorable et signerait une ostéointégration de l'implant. Pour le groupe Agora, la présence d'ossifications endostées n'aurait aucune valeur pronostique^{31, 33, 34}.

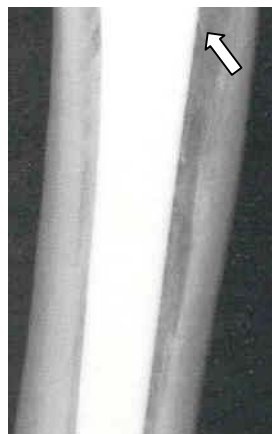


Figure 12. Radiographie de face : présence d'ossifications endostées.
Les lignes réactives (flèche blanche) sont localisées au niveau des zones 3 à 5.

d. Piédestal.

Le piédestal correspond à une zone d'ossification dense jouxtant la pointe de la tige avec une démarcation nette en « fond de coquetier » inversé (Figure 13.). Le piédestal est dit stable si la densification osseuse est directement au contact de la prothèse ; en cas de séparation par un liséré, il est jugé instable. Sa présence traduit toujours une fixation distale, correcte (en cas de piédestal stable) ou insuffisante (piédestal instable). **Pour Epinette, le piédestal instable serait l'un des meilleurs signes d'une faillite de la stabilisation proximale** ³⁴.



Figure 13. Radiographies de face : présence de piédestaux.

Les piédestaux (flèches blanches) sont localisés en zones 4. Piédestal Stable : cliché radiographique de gauche : la condensation osseuse est directement au contact de l'extrémité de la tige. Piédestal Instable : cliché radiographique de droite : le piédestal est séparé de la tige par un liséré.

e. Épaississements corticaux.

Ils apparaissent le plus souvent vers la deuxième année sous la forme d'une voussure régulière qui tranche avec la courbure harmonieuse du fémur (Figure 14.). Ces modifications morphologiques peuvent toucher tous les segments du fémur, mais siègent préférentiellement en zone 5. Après leur apparition, ces modifications seraient évolutives pendant 2 à 3 années, puis se stabiliseraient. Elles sont présentes dans 20 à 80 % des cas à 2 ans, en fonction des implants utilisés^{34, 42}.

Leur présence signe une perturbation du remodelage osseux qui a longtemps été considérée comme péjorative. Initialement, ce processus était expliqué par une réponse de l'os cortical à un phénomène d'irritation de la tige prothétique¹⁰¹. En fait, ce signe radiographique traduirait une adaptation de l'os aux nouvelles conditions biomécaniques imposées par l'arthroplastie, selon un procédé analogue au remodelage osseux des cals post fracturaires³⁴. **La prévalence et l'importance de ces épaississements seraient liées au dessin de l'implant et non à sa stabilité⁴².**



Figure 14. Radiographie de face : présence d'un épaississement cortical.
L'épaississement cortical (flèche blanche) est localisé en zone 3. Sur la radiographie, on note également, la présence d'un piédestal stable (flèche noire).

f. Hypertrophie du calcar.

La présence d'une hypertrophie du calcar signe toujours une tentative du col fémoral pour stabiliser une tige à fixation proximale insuffisante et à fixation distale incomplète. **Ce signe péjoratif s'inscrit dans la triade d'Epinette : piédestal instable, lignes réactives en zones réhabitables et atrophie du calcar, correspondant à une faillite certaine de la stabilité de l'implant** ³⁴.

g. Stress Shielding.

La présence d'un *stress shielding* a été recherchée et notée selon la classification de Engh ³¹ comportant 4 degrés :

- 1^{er} degré : arrondissement du col
- 2^{ème} degré : diminution de la densité osseuse de la corticale médiale
- 3^{ème} degré : diminution de la densité osseuse de la corticale médiale et antérieure
- 4^{ème} degré : résorption osseuse jusqu'en zone 4 de Grün

III. Etude du positionnement intra médullaire.

Par convention, la position du pivot fémoral dans le fut diaphysaire a été classée en trois catégories dans le plan frontal : position neutre, position varus en cas de contact étroit entre la pointe du pivot et la corticale fémorale externe, position valgus en cas de contact entre la pointe du pivot et la corticale interne (Figures 15 et 16.). De la même façon, sur les clichés de profil, la tige était dite neutre, pointée en avant ou pointée en arrière. Le but de cette classification était de rechercher une explication aux éventuelles douleurs de cuisse par conflit intra osseux.

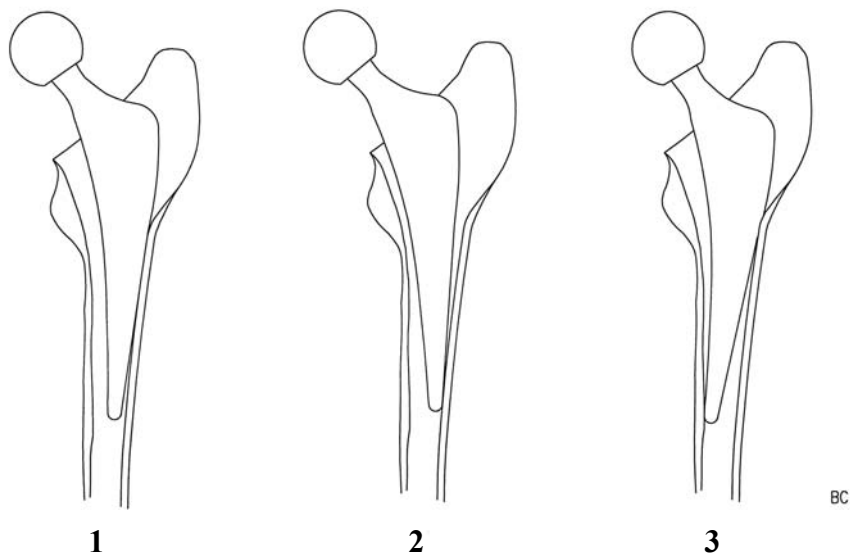


Figure 15. Positionnement du pivot fémoral dans la diaphyse.

- 1** : position neutre : absence de contact entre la partie distale de la tige fémorale et les corticales.
- 2** : position varus : présence d'un contact intime entre la corticale externe et la pointe de la tige.
- 3** : position valgus : présence d'un contact intime entre la corticale interne et la pointe de la tige.



Figure 16. Radiographies de Face. Exemple de faux et vrai varus.

Centrée : tige centrée sur le cliché radiographique de face ; le pivot est apposé contre la corticale externe, sans contact direct avec l'extrémité distale de la tige.
Varus : tige considérée en position varus dans cette étude malgré la divergence des axes de la tige fémorale et de la diaphyse.

IV. Etude de la restitution anatomique exo-fémorale.

A. Hauteur Fémorale (distance GC).

La restitution de la hauteur fémorale a été déterminée par la distance GC, séparant le sommet du grand trochanter (point G) du centre de rotation C selon une projection orthogonale sur l'axe diaphysaire A. Par convention, nous avons déclaré cette distance négative si le centre de rotation était au dessous du sommet du grand trochanter, positive dans le cas contraire (Figure 17.). La longueur totale du membre inférieur dépend de la mesure précédente (GC) et de la position de la hauteur du centre de rotation imposée par le cotyle. Nous avons repris les mêmes valeurs que celles du cotyle (≤ 5 mm ; >10 mm) afin de qualifier la qualité de la restitution de la hauteur fémorale (cf. ID1b. Restitution du centre de rotation.)

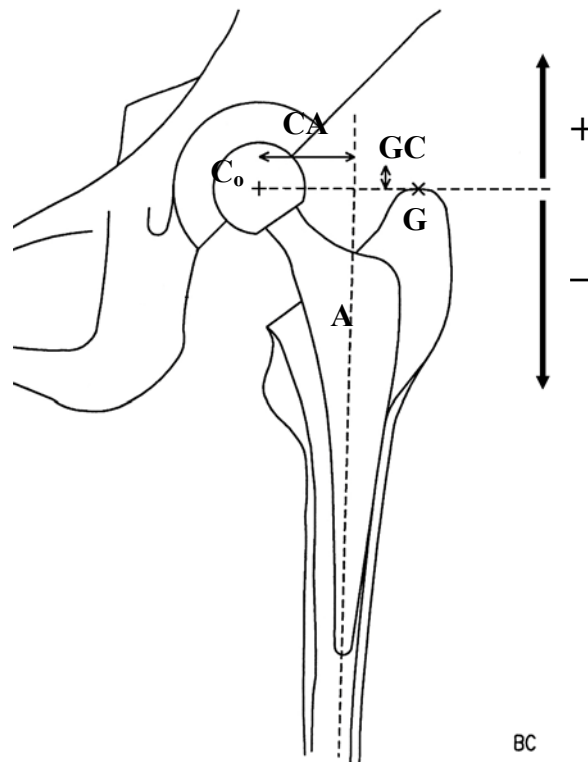


Figure 17. Radiographie de face. Mesure de la latéralité et de la hauteur fémorale.
A : axe diaphysaire du fémur ; C_o : centre de rotation de la hanche prothésée ; E : épaule de la prothèse ; G : sommet du grand trochanter ; CA : latéralité du fémur ; GC : hauteur du fémur ; + : distance GC positive (par convention) ; - : distance GC négative.

B. Latéralité fémorale (distance CA).

La latéralité du fémur était appréciée par la distance séparant le centre de rotation C de la ligne passant par l'axe diaphysaire A du fémur, selon une projection orthogonale. La latéralité CA est sous la dépendance de trois facteurs : l'*Offset* de la prothèse (valeur fixe dépendant de la taille de l'implant), le degré d'antéversion de la prothèse et la position de la prothèse par rapport à la métaphyse fémorale ; sa valeur est égale au produit de l'offset et du cosinus de l'angle d'antéversion fémoral (Figures 18 et 19.).

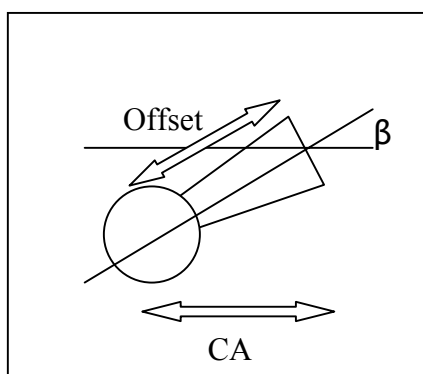


Figure 18. : vue supérieure de la prothèse.

CA : latéralité mesurée sur la radiographie de face = *Offset* x $\cos\beta$

β : angle d'antéversion de la prothèse.

Ainsi, pour un *Offset* de 45 mm correspondant à un implant de taille 3, une antéversion de 30° de la tige provoque une diminution de 6,1 mm de la mesure de CA (en cas de coefficient d'agrandissement égal à 1). Les modifications de la mesure de la distance CA engendrées par l'antéversion d'une tige Orphée de taille 3 sont résumées dans le Tableau III.

Antéversion	Distance CA 1	Distance CA 1,18
Nulle	45 mm	53 mm
10°	44,3 mm	52,2 mm
20°	42,3 mm	49,8 mm
30°	38,9 mm	45,9 mm
40°	34,5 mm	40,7 mm
50°	28,9 mm	34,1 mm

Tableau III. Variation de la distance CA en fonction de l'antéversion de la tige fémorale (Taille 3).

Les mesures ne sont valables que pour un implant de taille 3. CA1 : mesures réalisées sur une radiographie ayant un coefficient d'agrandissement égal à 1. CA1,18 : mesures réalisées sur une radiographie ayant un coefficient d'agrandissement égal à 1,18 (**coefficient d'agrandissement moyen de notre série**). Coefficient d'agrandissement = Ø de la tête mesuré sur la radiographie/ Ø réel de la tête.

D'après les opérateurs, les tiges fémorales de notre série étaient antéversées de 10 à 30° ; **La variation maximale de la latéralité (restitution apportée par la tige) imputable à l'antéversion et/ou à une rotation du membre inférieur est de 6,2 mm (correspondant à CA1,18 à 10° - CA1,18 à 30°).**

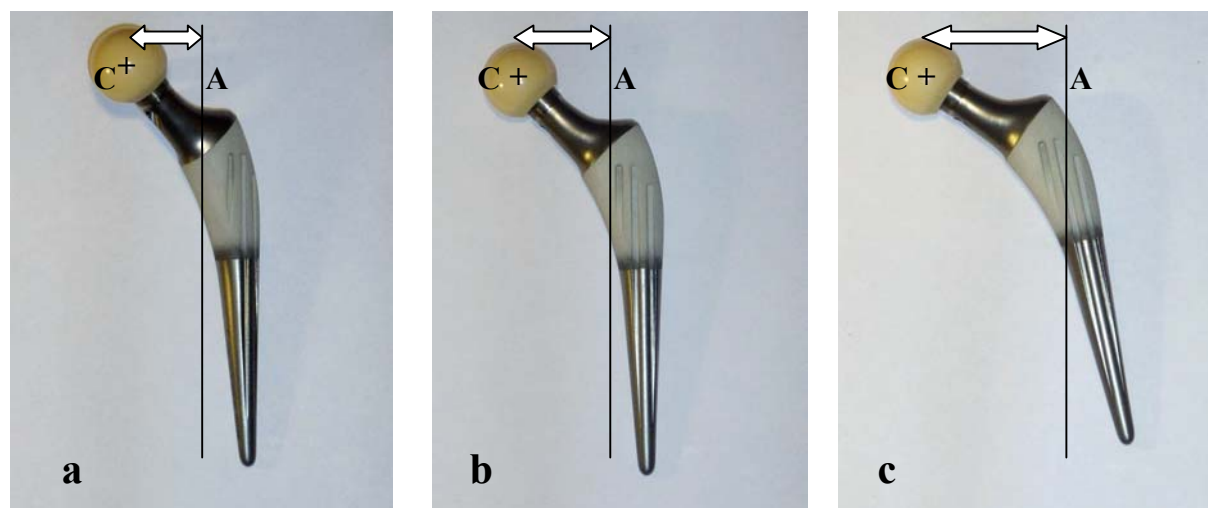


Figure 19. Influence du Varus et de l'antéversion sur la mesure de la distance CA.

- a.** Tige ayant une antéversion exagérée : diminution de la distance CA.
- b.** Tige en position neutre : la distance CA correspond exactement à l'*Offset*.
- c.** Tige en position Varus : augmentation de la distance CA.

V. Méthodes statistiques.

Les données recueillies dans ce travail ont été saisies sur matériel informatique afin de réaliser une base de donnée. Celle-ci a été exploitée à l'aide du logiciel Excel (Microsoft®, Redmond, US).

La comparaison entre les moyennes a été réalisée à l'aide de la méthode d'analyse des variances. Cette méthode permet de chiffrer la dispersion des moyennes d'un échantillon à un autre. Au terme de calculs, la dispersion des moyennes apparaît sous la forme d'un intervalle de confiance. Ce dernier est comparé à une limite supérieure (sous la dépendance du nombre de valeurs étudiées dans chaque échantillon *i.e.* du nombre de degrés de liberté) indiquée par les tables de Pearson et Hartley. Si la valeur calculée dépasse la valeur seuil, on conclut que les moyennes diffèrent significativement.

La recherche d'une corrélation entre différentes variables qualitatives (par exemple qualité de la restitution anatomique de la prothèse et morphologie de l'extrémité supérieure du fémur) a été réalisée avec le test du Chi² (χ^2). Ce test permet de savoir si les différents échantillons étudiés proviennent d'une même population. La somme des χ^2 calculée est ainsi comparée à une valeur seuil (dépendante de la somme des degrés de liberté et du risque consenti) indiquée par la table de Fisher et Yates. Si la somme des χ^2 est supérieure à la valeur seuil, les échantillons ne peuvent provenir d'une même population ; les différences observées sont significatives, et l'hypothèse d'une relation entre les variables qualitatives peut être retenue. En présence de petits échantillons (effectifs théoriques calculés inférieurs à 5), la correction de Yates doit être appliquée⁹⁵.

La reproductibilité intra observateur des mesures réalisées dans cette étude a été évaluée par une analyse de la variance et un graphe de régression : l'ensemble des valeurs mesurées est reporté sur un graphique sous la forme de points (l'ordonnée correspond aux mesures à 1 an et l'abscisse aux valeurs post-opératoires). Une distribution des points selon une droite, avec un coefficient de corrélation proche de 1, confirmerait la reproductibilité des mesures et exclurait une différence entre les mesures. Cette hypothèse signifierait une parfaite stabilité des implants.

Résultats.

I. Stabilité Primaire et secondaire.

A. Résultats Cliniques à 1 an.

1. Score PMA et Harris.

L'arthroplastie totale de hanche non cimentée s'est montrée efficace vis à vis des doléances fonctionnelles des patients (Figures 20 et 21.). Ainsi, au dernier recul, le score PMA moyen était de 17,2 (Min-Max : 7-18) avec un écart type de 4,5. Ces résultats étaient significativement différents des résultats pré-opératoires ($\alpha=0,001$). La proportion d'excellents et très bons résultats était de 69,5%, et on notait 19,5% de bons résultats, 7% de résultats passables, 3% de résultats médiocres et 1% de mauvais résultats.

De la même façon, la moyenne du score de Harris était significativement plus élevée (90,3 ; Min-Max :35-100) lors de la dernière consultation, prouvant le bénéfice fonctionnel de l'intervention ($\alpha=0,001$).

Comme en pré opératoire, nous n'avons retrouvé aucune différence significative de la moyenne post opératoire du score de PMA et de Harris entre les trois catégories de Charnley (Tableau IV).

	Pré Op		Post Op	
	PMA	Harris	PMA	Harris
Charnley A (61,2 %)	11,5	45,2	16,9	91,3
Charnley B (30,2%)	11,6	46,9	16,7	88
Charnley C (8,6%)	13,0	45,7	17	92,1

Tableau IV. Score moyen de PMA et de Harris en fonction des catégories de Charnley.

Les Moyennes pré opératoires du score PMA et Harris sont significativement différentes des moyennes post opératoires. Dans les trois catégories de Charnley, les moyennes pré opératoires et post opératoires ne sont pas significativement différentes.

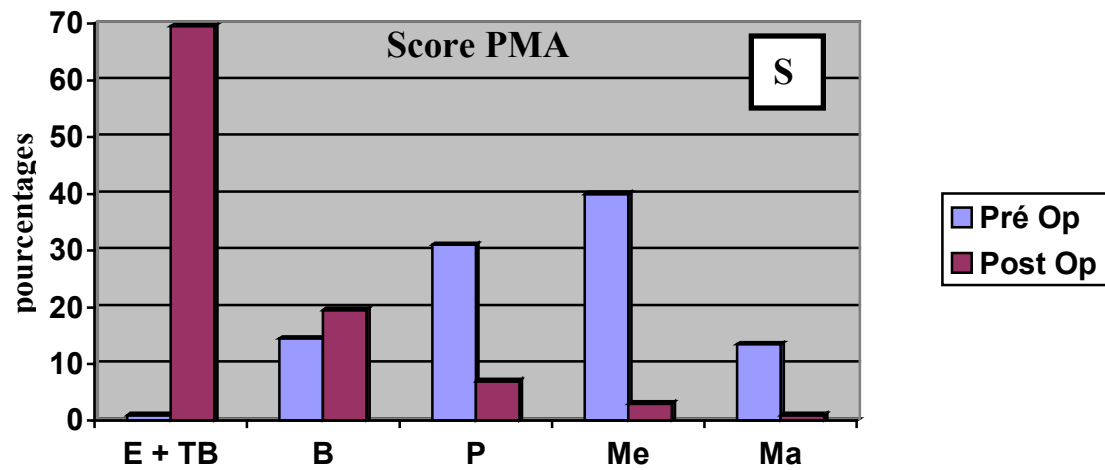


Figure 20. Variation du score PMA avant (Pré Op) et après l'intervention (Post Op). Les résultats sont exprimés en pourcentages. E + TB : excellents et très bons résultats ; B : bons ; P : passable ; Me : médiocre ; Ma : mauvais. S : les différences observées sont significatives ($\alpha=0,001$).

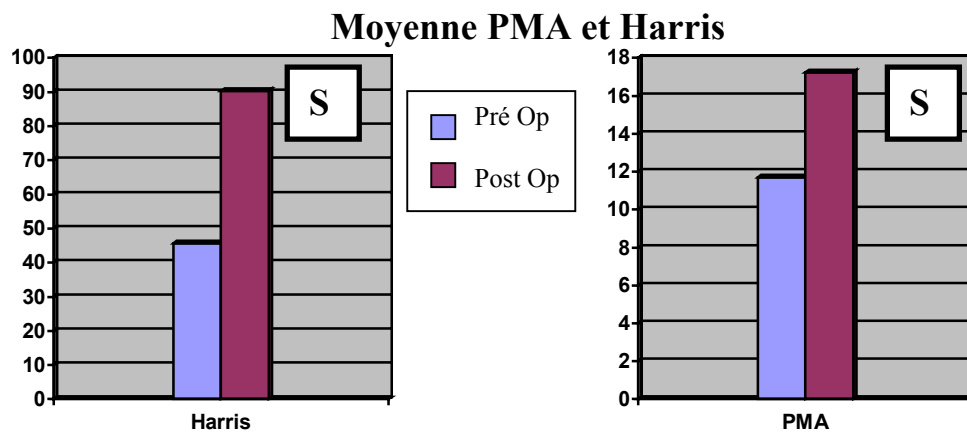


Figure 21. Variation des moyennes des scores PMA et Harris. Pré Op : score moyen avant l'intervention ; Post Op : score moyen après l'intervention. S : les différences observées sont significatives ($\alpha=0,001$).

2. Douleurs résiduelles.

Les douleurs résiduelles à 1 an prédominaient au niveau des régions fessières et trochantériennes (16%), puis au niveau de l'aine (14,1%), au niveau de la cuisse (10,4%) et au niveau du genou (5,7%) ; **53,8% des patients n'avaient aucune douleur au dernier recul** (différence significative avec les résultats pré-opératoire, $\alpha=0,01$). Comme en pré-opératoire, plusieurs zones douloureuses pouvaient coexister, expliquant l'utilisation de pourcentages (Figure 22.).

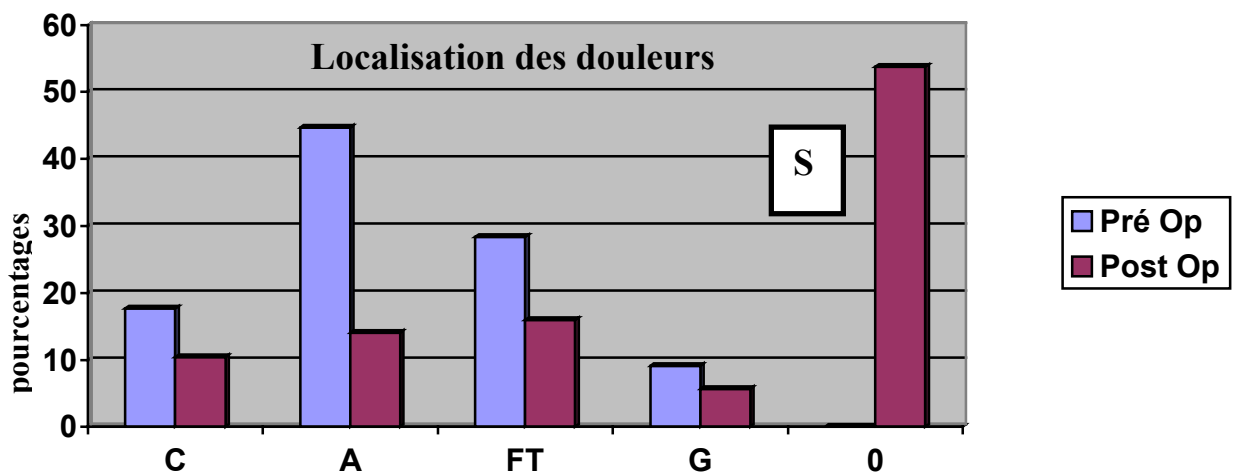


Figure 22. Localisation des douleurs pré et post opératoires.

Les résultats sont exprimés en pourcentages. C : cuisse ; A : aine ; FT : fesse et trochanter ; G : genou ; 0 : aucune douleur. S : les différences observées sont significatives ($\alpha=0,01$).

3. Niveau d'activité.

Une modification significative ($\alpha=0,01$) du niveau d'activité des patients a été enregistrée après l'intervention (Figure 23.). Le pourcentage de travailleurs de force et de travailleurs actifs restait identique ; l'augmentation de la catégorie des travailleurs légers se faisant aux dépens des deux dernières. On notait ainsi, 1,7% des patients dans la catégorie sport et travail de force, 24,1% dans la catégorie travail actif, 36% dans la catégorie travail léger, 18,9% dans la catégorie sédentaire et 18,9% dans la catégorie semi-sédentaire. Comme en pré-opératoire, aucun patient n'était grabataire.

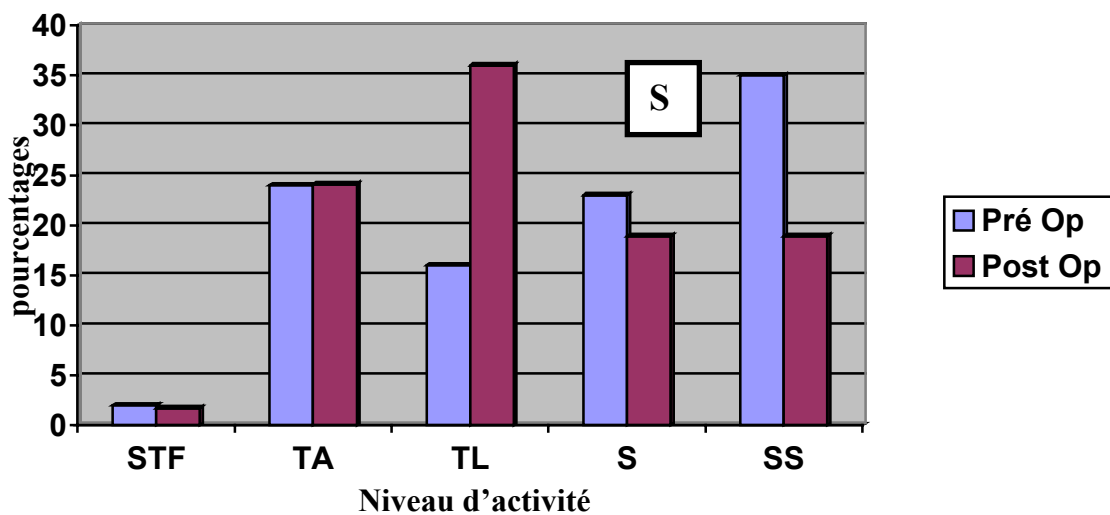


Figure 23. Niveau d'activité des patients avant (Pré Op) et après l'intervention (Post Op). Les résultats sont exprimés en pourcentages. STF : sport et travail de force ; TA : travail actif ; TL : travail léger ; S : sédentaire ; SS : semi sédentaire. S : les différences observées sont significatives ($\alpha=0,01$).

B. Résultats radiographiques.

1. Enfoncement du pivot fémoral.

La mesure répétitive des distances GE et GC à un an de recul a permis de mesurer l'enfoncement des pivots : **il existait une différence significative entre les valeurs post opératoires de ces deux paramètres et celles mesurées à 1 an ($\alpha=0,01$)**. Ainsi, la moyenne et l'écart type de GC₀ étaient de $-5 \pm 8,2$; ceux de GC₁ étaient de $-7,9 \pm 7,9$. La moyenne et l'écart type de GE₀ et GE₁ étaient respectivement de $5,3 \pm 22,2$ et $7,4 \pm 24$.

L'enfoncement moyen des tiges était de 2,1 mm avec une valeur maximale de 12 mm. En considérant la valeur seuil de 5 mm, il existait 17 cas d'enfoncement fémoral (14,8 %) dont 3 cas supérieurs à 10 mm (Figure 24.). Tous ces cas ont été mesurés entre le premier cliché en appui (à la sixième semaine) et le cliché anniversaire de la prothèse. **Aucune notion de chute ou d'autre traumatisme n'a été rapportée chez ces patients.**

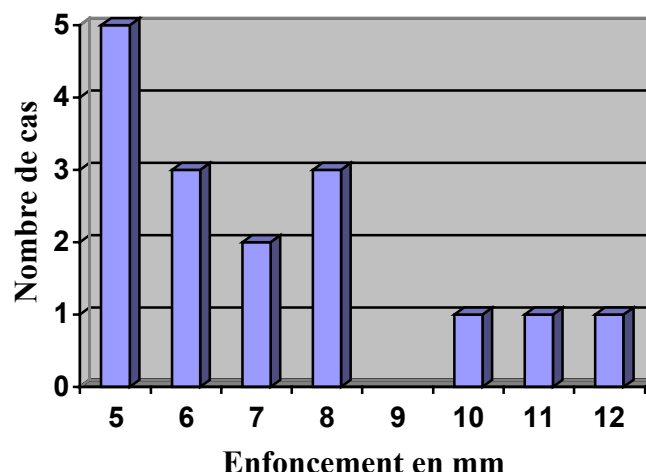


Figure 24. Nombre de cas d'enfoncements significatifs (supérieurs à 5 mm).

Seuls les enfoncements considérés comme significatifs (>5 mm) sont représentés.
La hauteur de la colonne correspond au nombre de cas.

Le score clinique PMA moyen à 1 an de ces patients était statistiquement identique à celui des autres patients (17 pour les cas d'enfoncement *versus* 16,8 pour les autres cas).

L'enfoncement du pivot fémoral était indépendant de la taille de la prothèse et de la morphologie du fémur (tableau V).

Index de Noble / Enfoncement	TP	N	FC	NS
Enfoncement S	5	12	0	17
Enfoncement non S	20	69	9	98
	25	81	9	115

Tableau V. Enfoncement significatif (supérieur à 5 mm) et index de Noble.

TP : fémur en forme de tuyau de poêle (index de Noble < 3) ; N : fémur normal (index de 3 à 4,7) ; FC : fémur en forme de flûte à champagne. Enfoncement S : enfoncement significatif >4 mm ; Enfoncement non S : enfoncement non significatif ; **NS** : les différences observées ne sont pas significatives.

2. Modifications osseuses péri-prothétiques.

A un an de recul, on dénombrait 7 lignes réactives de 1 mm sur 4 fémurs (4 en zone 4 de Grün, 1 en zone 5, 1 en zone 6 et 1 en zone 11).

Seules 2 tiges étaient associées à un piédestal en zone 4 ; celui ci était noté stable dans les deux cas. Au dernier recul, nous n'avons pas retrouvé d'ossifications endostées.

Aucune modification évidente du calcar et de la zone 7 de Grün n'a été retrouvée. Nous n'avons pas observé d'autres éléments évoquant un phénomène de *Stress Shielding*.

Selon la classification de Brooker, on dénombrait la présence de 6 ossifications péri-prothétiques, réparties en 2 Stades I, 1 Stade II et 3 Stades III.

II. Position intra-médullaire de la tige.

A. Position intra-médullaire du pivot fémoral.

Selon les critères définis précédemment, on dénombrait 14 tiges positionnées en varus (12,1%), 3 tiges positionnées en valgus (2,6%) et 2 tiges ayant un contact cortical distal postérieur (1,7%). **Quatre vingt dix-sept tiges (83,6%) étaient centrées dans les deux plans** (tableau VI).

Le positionnement intra médullaire de la tige était indépendant de la morphologie du fémur.

Position intra médullaire du pivot fémoral	Nombre de cas
C / C	97
Vr / C	14
VI / C	3
C / Arr	2

Tableau VI. Position de la tige Orphée dans le canal médullaire.

C / C : tige centrée de face et de profil ; Vr / C : tige en position varus de face et centrée sur le profil ; VI / C : tige en position valgus de face et centrée sur le profil ; C / Arr : tige centrée de face et ayant un contact distal avec la corticale postérieure.

B. Douleurs de cuisse.

Notre série comptait 11 patients (11,4%) souffrants de douleur de cuisse à 1 an de recul. Cinq (5,2%) d'entre eux se plaignaient d'autres localisations douloureuses (2 cas associés à des douleurs des régions fessières et trochantériennes, 1 cas associé à des douleurs inguinales, 1 cas associé à des douleurs au niveau du genou, et 1 cas associé à des douleurs des régions fessières et trochantériennes et du genou sous jacent). Les douleurs de cuisse étaient isolées dans 6 cas (6,2%).

Il n'existait pas de différence significative entre la moyenne d'âge des patients se plaignant de douleur de cuisse (58,3 ans $\pm$ 13,7 ; min-max : 23-82 ans) et celle des autres patients.

La moyenne du score PMA post opératoire de ce groupe était de 15,7 avec un écart type de 1,1 (Min-Max : 13-17). Celle du score de Harris post opératoire était de 83,4 avec des valeurs extrêmes de 74 et 96, et un écart type de 10,1. **Ces moyennes n'étaient pas significativement différentes de celles des patients n'ayant pas de douleur de cuisse** (les moyennes des scores PMA et Harris du reste de l'étude étant respectivement de 17,4 et de 90,9). Leurs niveaux d'activité pré et post-opératoire n'étaient pas statistiquement différents (Figure 25.).

Dans ce groupe, la morphologie des fémurs, la taille des tiges fémorales implantées et la qualité de la restitution anatomique du pivot ne différaient pas significativement de l'ensemble de la population étudiée. L'enfoncement moyen de ces tiges (2,7 mm avec des valeurs extrêmes de 0 à 12 mm) n'était pas significativement différent de celui de l'ensemble du groupe.

Trois de ces patients avaient bénéficié de la même arthroplastie sur la hanche controlatérale sans doléance au niveau de la cuisse. La restitution fémorale controlatérale était identique dans les trois cas. La taille de l'implant fémoral controlatéral était identique dans 2 cas et inférieure d'une taille dans un cas.

Toutes les tiges de ces patients étaient considérées comme centrées dans le plan frontal et dans le plan sagittal, excluant un conflit distal ostéo-arthroplastique (impingement).

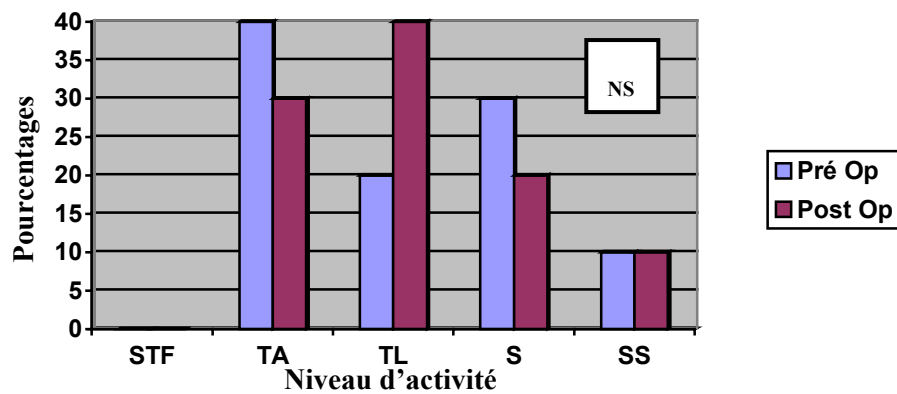


Figure 25. Niveau d'activité des patients présentant une douleur de cuisse.

Les résultats sont exprimés en pourcentages. Pré Op : niveau d'activité avant l'intervention ; Post Op : niveau d'activité après l'intervention. STF : sport et travail de force ; TA : travail actif ; TL : travail léger ; S : sédentaire ; SS : semi sédentaire. **NS** : les différences observées ne sont pas significatives ($\alpha=0,5$).

III. Restitution anatomique exo-fémorale.

A. Restitution de la hauteur fémorale (distance CG).

1. Aspects quantitatifs.

La variation de la hauteur du centre de rotation (par rapport au sommet du grand trochanter) induite par la tige fémorale Orphée était en moyenne de + 1,54 mm avec un écart type de 7,8 et des valeurs extrêmes de -22 à +22 mm ($\alpha=0,01$). **La tige fémorale a donc induit un allongement significatif avec une moyenne de 1,54 mm.** On observait ainsi 62 allongements du fémur pour 43 raccourcissements et 10 restitutions parfaites de la distance GC (Tableau VII ; Figure 26.). **Les fémurs normaux étaient significativement plus souvent associés à un allongement, alors qu'il existait plus fréquemment un raccourcissement dans les fémurs en « tuyau de poêle ».**

Index de Noble/ Hauteur Fémorale	TP	N	FC	S
Allongement	8	45	9	62
0	0	10	0	10
Raccourcissement	17	26	0	43
	25 Cas	81 Cas	9 Cas	115 Cas

Tableau VII. Relation entre l'index de Noble et la restitution de la longueur fémorale (distance CG).

TP : fémur en forme de tuyau de poêle (index de Noble < 3) ; N : fémur normal (index de 3 à 4,7) ; FC : fémur en forme de flûte à champagne ; Allongement : augmentation de la hauteur fémorale liée au pivot fémoral ; 0 : restitution parfaite de la hauteur fémorale ; Raccourcissement : diminution de la hauteur fémorale liée au pivot fémoral. S : les différences observées sont significatives ($\alpha=0,01$).

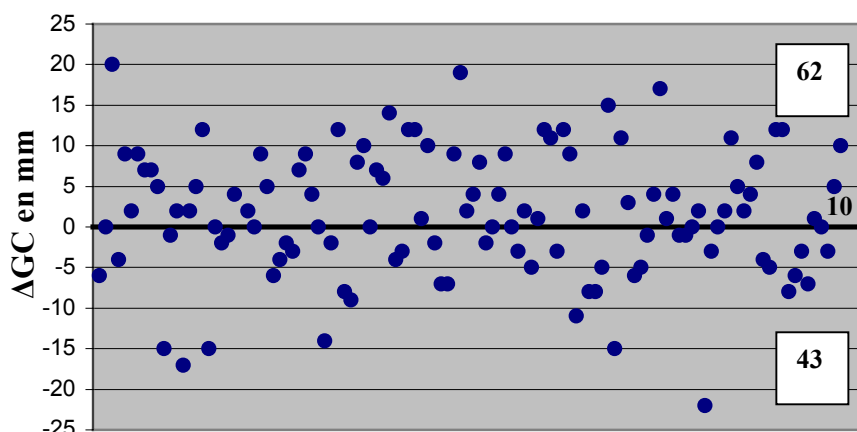


Figure 26. Restitution de la hauteur fémorale (distance GC).

Les points représentent la variation de la hauteur fémorale apportée par la prothèse ($\Delta GC = GC_0 - GC_i$) pour chaque hanche. Le nombre de points (62) est plus important dans la partie positive (supérieure) du graphique, traduisant l'effet d'allongement de la tige fémorale ; 10 : nombre de hanche dont la restitution est parfaite ; 43 : nombre de hanches associées à un raccourcissement induit par la prothèse.

2. Aspects qualitatifs.

La moyenne des variations de la distance CG en valeur absolue était de 6,19 mm avec un écart type de 4,95 et des valeurs extrêmes de 0 à 22 mm. Il y avait ainsi 63 cas de bonne restitution (54,8%), 29 cas de moyenne (25,2%) et 23 cas de médiocre (20%). **La qualité de la restitution était indépendante de la morphologie fémorale** (tableau VIII).

Index de Noble/ Qualité de la restitution de GT	TP	N	FC	NS
Bonne	11	48	4	63
Moyenne	9	19	1	29
Médiocre	5	14	4	23
	25 Cas	81 Cas	9 Cas	115 Cas

Tableau VIII. Relation entre l'index de Noble et la restitution de la hauteur fémorale (distance GC).

TP : fémur en forme de tuyau de poêle (index de Noble < 3) ; N : fémur normal (index de 3 à 4,7) ; FC : fémur en forme de flûte à champagne . Bonne : restitution de la hauteur fémorale à 5 mm près ; Moyenne : restitution entre 6 et 10 mm ; Médiocre : restitution de la latéralité à plus de 10 mm. NS : les différences observées ne sont pas significatives ($\alpha > 0,05$).

B. Restitution de la latéralité (distance CA).

1. Aspects quantitatifs.

Dans cette étude, les hanches prothésées ont été médialisées avec une moyenne de 1 mm ; il y avait ainsi 49 cas de latéralisation (avec une valeur extrême de 20 mm) et 57 cas de médialisation (avec une valeur extrême de 24 mm). Dans 9 cas, la restitution était parfaite (Tableau IX ; Figure 27.). Les différences observées étaient non significatives. **Le sens de variation de la latéralisation était indépendant de l'index de Noble.**

Index de Noble/ Latéralisation Fémorale	TP	N	FC	NS
Lat	10	35	4	49
0	0	9	0	9
Med	15	37	5	57
	25 Cas	81 Cas	9 Cas	115 Cas

Tableau IX. Relation entre l'index de Noble et la restitution de la latéralité fémorale (distance CA).

TP : fémur en forme de tuyau de poêle (index de Noble < 3) ; N : fémur normal (index de 3 à 4,7) ; FC : fémur en forme de flûte à champagne ; Lat : augmentation de la latéralisation fémorale liée au pivot fémoral ; 0 : restitution parfaite de la latéralisation fémorale ; Med : médialisation du fémur liée au pivot fémoral. **NS** : les différences observées ne sont pas significatives.

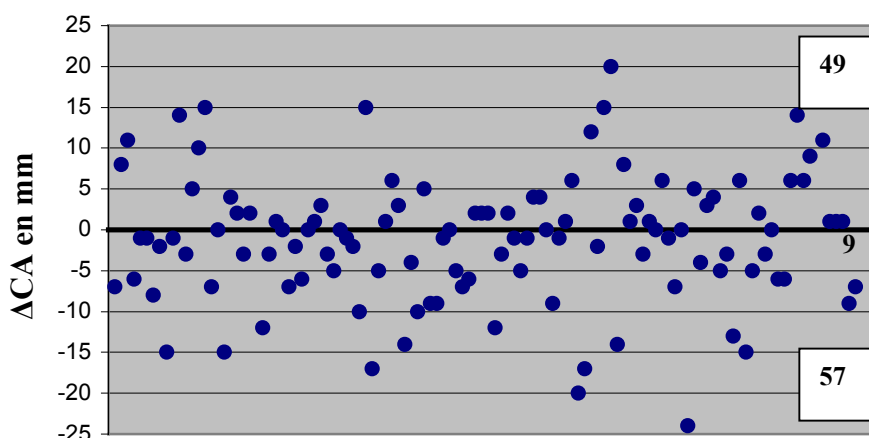


Figure 27. Restitution de la latéralité fémorale (distance CA).

Les points représentent la variation de la latéralité fémorale apportée par la prothèse ($\Delta CA = CA_0 - CA_i$) pour chaque hanche. Le nombre de points (57) est plus important dans la partie négative (inférieure) du graphique, traduisant l'effet de médialisation de la tige fémorale ; 9 : nombre de hanches dont la restitution est parfaite ; 49 : nombre de hanches associées à une médialisation induite par la prothèse.

2. Aspects qualitatifs.

La moyenne des variations de la distance CA en valeur absolue était de 5,7 mm avec un écart type de 4,7 et des valeurs extrêmes de 0 à 22 mm. Il y avait ainsi 65 cas de restitution qualifiée de bonne (55,6%), 28 cas de restitution moyenne (24,4%) et 22 cas de restitution médiocre (19,1%). **La restitution de la latéralité fémorale était indépendante de l'index de Noble** (tableau X).

Index de Noble/ Qualité de la restitution de CA	TP	N	FC	NS
Bonne	11	50	4	65
Moyenne	5	22	1	28
Médiocre	9	9	4	22
	25 Cas	81 Cas	9 Cas	115 Cas

Tableau X. Qualité de la restitution de la latéralité fémorale (distance CA) en fonction de l'index de Noble.

TP : fémur en forme de tuyau de poêle (index de Noble < 3) ; N : fémur normal (index de 3 à 4,7) ; FC : fémur en forme de flûte à champagne. Bonne : restitution de la latéralité à 5 mm près ; Moyenne : restitution entre 6 et 10 mm ; Médiocre restitution de la latéralité à plus de 10 mm. **NS** : les différences observées ne sont pas significatives ($\alpha > 0,05$).

C. Restitution anatomique globale.

1. Restitution globale du fémur.

a. Aspects quantitatifs.

Au total, il existait 25 hanches opérées dont l'architecture fémorale était rallongée et latéralisée, 33 fémurs rallongés et médialisés, 18 fémurs raccourcis et latéralisés et 20 fémurs raccourcis et médialisés. Ces résultats sont résumés dans le tableau XI et illustrés dans la figure 28.

Les études statistiques ont montré que les paramètres hauteur et latéralité fémorales étaient indépendants ($\alpha > 0,05$). **Ainsi, il n'existait pas de relation entre la qualité de la restitution de la latéralité fémorale et qualité de la restitution de la hauteur fémorale chez un même sujet.**

		Latéralisation fémorale		
		Médialisation	0	Latéralisation
AGC	Raccourcissement	20	5	18
	0	4	0	6
	Allongement	33	4	25

Tableau XI. Résultat de la restitution anatomique global du fémur.

Médialisation = $CA_0 - CA_i$ négatif ; Latéralisation = $CA_0 - CA_i$ positif ; Raccourcissement = $GC_0 - GC_i$ négatif ; Allongement = $GC_0 - GC_i$ positif ; 0 : restitution parfaite de la latéralité fémorale : $CA_0 - CA_i = 0$ ou de la hauteur fémorale : $GC_0 - GC_i = 0$.

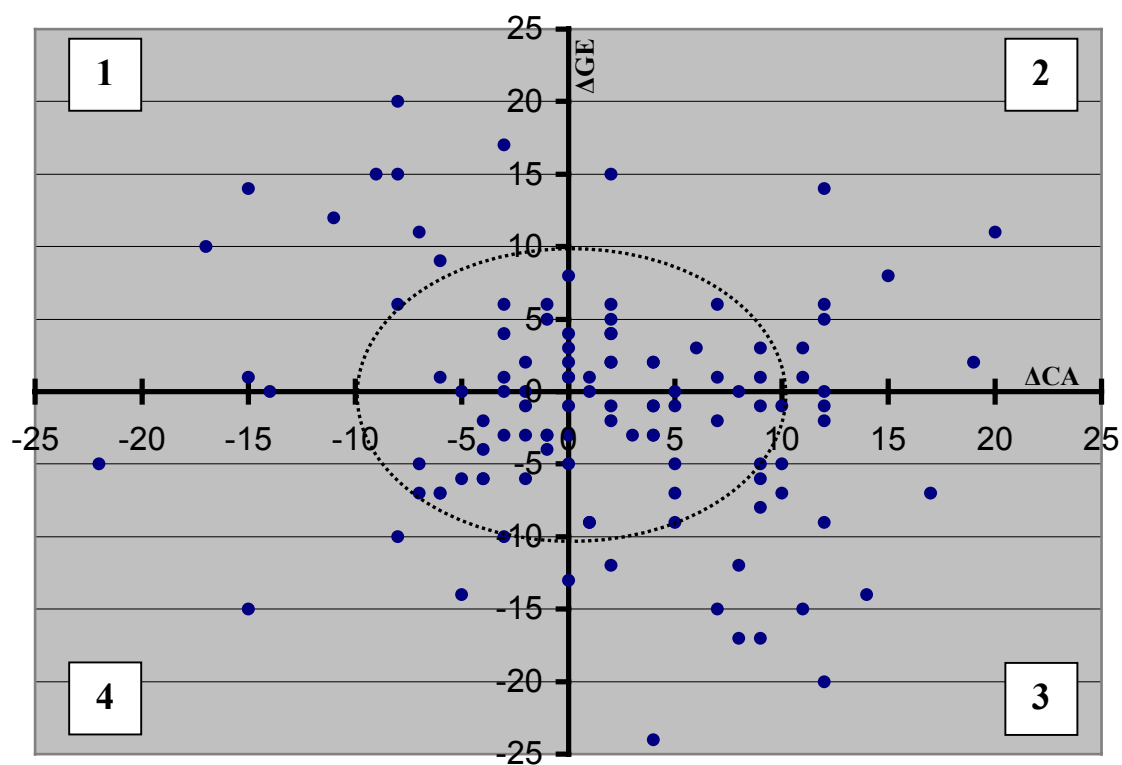


Figure 28. Restitution globale (hauteur GC et latéralité CA) du fémur par la prothèse Orphée.

ΔGC : restitution de la hauteur fémorale = $GC_0 - GC_i$ (les valeurs sont exprimé en mm).

ΔCA : restitution de la latéralité fémorale = $CA_0 - CA_i$;

1 : quadrant correspondant aux prothèses ayant induit un allongement et une médialisation.

2 : quadrant correspondant aux prothèses ayant induit un allongement et une latéralisation.

3 : quadrant correspondant aux prothèses ayant induit un raccourcissement et une latéralisation.

4 : quadrant correspondant aux prothèses ayant induit un raccourcissement et une médialisation.

b. Aspects qualitatifs.

L'architecture fémorale avait une restitution qualifiée de bonne dans 43 cas soit 37,4% (restitution des distances GC et CA à 5 mm près ; exemple illustré dans la figure 29.). Dans 35 cas (30,4%), elle était moyenne (restitution de GC et/ou CA à moins de 10 mm), et médiocre dans 37 cas (32,2%) (restitution de GC et/ou CA à plus de 10 mm).

Il n'existait pas de relation significative entre la restitution de l'anatomie exo-fémorale et le score PMA au dernier suivi (Tableau XII).

PMA à 1 an / Restitution Fémorale	E + TB	B	P	Me + Ma	NS
Bonne	28	9	1	1	39
Moyenne	24	3	3	2	32
Médiocre	20	7	3	1	31
	72 cas	19 cas	7 cas	4 cas	102

Tableau XII. Relation entre le score PMA post opératoire et la restitution anatomique fémorale globale (hauteur et latéralité).

E + TB : score PMA excellent et très bon ; B : bon ; P : passable ; Me + Ma : médiocre et mauvais.

Bonne : restitution fémorale anatomique de 0 à 5 mm ; Moyenne : 6 à 10 mm ; Médiocre : > 10 mm

NS : les différences observées ne sont pas significatives ($\alpha > 0,05$).



Figure 29. Radiographie du bassin de face à 1 an de l'intervention.
Exemple d'une bonne restitution globale : restitution à 5 mm près de la latéralité et de la hauteur fémorale.

c. Restitution fémorale dans les cas de révision arthroplastique.

Les 4 hanches qui avaient bénéficié d'un changement arthroplastique bipolaire par la tige Orphée avaient une restitution fémorale globale médiocre dans 3 cas et moyenne dans 1 cas (Tableau XIII). **La qualité de la restitution était moins bonne dans les situations de reprise que dans les prothèses de première intention (différence non significative : $\alpha=0,3$).**

	Latéralisation F	Hauteur F	Restitution F
Cas 1.	+ 14 mm	+ 12 mm	Médiocre
Cas 2.	+ 11 mm	+ 20 mm	Médiocre
Cas 3.	+ 10 mm	+ 17 mm	Médiocre
Cas 4.	-7 mm	+ 6 mm	Moyenne

Tableau XIII. Qualité de la restitution anatomique fémorale dans les cas de révision prothétique.

Latéralisation F : latéralisation fémorale = $CA_0 - CA_i$, un résultat négatif implique une médialisation induite par la prothèse ; Hauteur F : hauteur fémorale = $GC_0 - GC_i$, un résultat positif implique un allongement induit par la prothèse ; Restitution F : restitution fémorale globale : Bonne si GC_0 et CA_0 sont restitués à 5 mm près, Moyenne si GC_0 et/ou CA_0 sont restitués de 6 à 10 mm, Médiocre si GC_0 et/ou CA_0 sont restitués à plus de 10 mm.

d. Restitution fémorale et luxation.

Dans notre série, nous déplorions 4 cas de luxation soit 3,4 %. Deux de ces cas sont survenus dans les 6 premiers mois et sont restés sans lendemain après réduction. Les deux autres patients ont bénéficié d'un changement unipolaire (changement de l'implant cotyloïdien dans un cas, changement du pivot fémoral dans l'autre cas) à 18 mois de l'intervention, en raison du caractère récidivant de la luxation lié à une malposition des implants.

Parmi les 4 patients victimes d'une luxation, 2 d'entre eux avaient une restitution fémorale médiocre ; il y avait un cas de restitution bonne et un cas de mauvaise restitution chez les deux autres patients.

L'événement luxation était indépendant de la qualité de la restitution anatomique fémorale apportée par la prothèse. Ces renseignements sont résumés dans le tableau XIV.

		Etiologie	Latéralisation F	Hauteur F	Restitution F
Cas 1.	Luxation isolée	dysplasie	-15 mm	+ 11 mm	Médiocre
Cas 2.	Luxation isolée	arthrose	0 mm	- 4 mm	Bonne
Cas 3.	Luxation récidivante	arthrose	-5 mm	- 22 mm	Médiocre
Cas 4.	Luxation récidivante	arthrose	0 mm	+ 9 mm	Moyenne

Tableau XIV. Qualité de la restitution anatomique fémorale dans les cas de luxation.

Latéralisation F (fémorale) = $CA_0 - CA_i$, un résultat négatif implique une médialisation induite par la prothèse ; Hauteur F (fémorale) = $GC_0 - GC_i$, un résultat positif implique un allongement induit par la prothèse ; Restitution F : restitution fémorale globale : Bonne si GC_0 et CA_0 sont restitués à 5 mm près, Moyenne si GC_0 et/ou CA_0 sont restitués de 6 à 10 mm, Médiocre si GC_0 et/ou CA_0 sont restitués à plus de 10 mm.

e. Restitution fémorale et Valgus/Varus.

Selon notre classification, nous dénombrions 17 prothèses en position varus ou valgus (cf. IIA. Position intra médullaire du pivot.). La restitution fémorale globale de ces tiges était bonne dans 4 cas, moyenne dans 7 cas et médiocre dans 3 cas. Ces données, ainsi que celles relatives à la qualité de la restitution de la hauteur et de la latéralité sont résumées dans le tableau XV. La qualité de la restitution de la hauteur et de la latéralité fémorale n'était pas significativement différente de celle des tiges centrées ($\alpha > 0,05$). **Le positionnement intra médullaire de la tige n'influençait pas la qualité de la restitution fémorale.**

	Restitution Globale	Hauteur F	Latéralité F
Bonne	4	9	8
Moyenne	7	4	6
Médiocre	6	4	3

Tableau XV. Qualité de la restitution fémorale des tiges non centrées (Valgus et Varus).

Bonne : restitution fémorale anatomique de 0 à 5 mm ; Moyenne : 6 à 10 mm ; Médiocre : > 10 mm

Globale : restitution fémorale globale, tenant compte de la hauteur fémorale (Hauteur F) et de la latéralité fémorale (Latéralité F).

2. Restitution anatomique globale de la hanche.

a. Restitution anatomique globale et résultats cliniques.

En tenant compte des paramètres radiographiques cotyloïdiens et fémoraux, on obtenait 25 cas (21,7%) de bons résultats, 47 cas (40,9%) de résultats moyens et 43 (37,4%) résultats médiocres.

Ainsi, seulement 21,7% des patients avaient une anatomie de la hanche opérée restituée à 5 mm près.

Il n'existait pas de relation entre la qualité de la restitution anatomique et les résultats cliniques au dernier suivi (Tableau XVI).

Restitution Anatomique de la Hanche / PMA à 1an	E + TB	B	P	Me + Ma	NS
Bonne	17	5	1	0	23
Moyenne	31	5	3	3	42
Médiocre	23	10	3	1	37
	71cas	20 cas	7 cas	4 cas	102

Tableau XVI. Relation entre le score PMA à 1an et la restitution anatomique de la hanche.

E + TB : score PMA excellent et très bon ; B : bon ; P : passable ; Me + Ma : médiocre et mauvais.

Bonne : restitution fémorale anatomique de 0 à 5 mm ; Moyenne : 6 à 10 mm ; Médiocre : > 10 mm

NS : les différences observées ne sont pas significatives ($\alpha > 0,05$).

b. Restitution de la longueur du membre opéré.

b1. Mesures cliniques.

Cinq patients présentaient une inégalité de longueur des membres inférieurs après l'intervention. Deux patients ont été victimes d'un allongement du côté opéré : 1 cas d'allongement de 1 cm et 1 cas de 2 cm. On notait un raccourcissement de 2 cm du côté de la prothèse chez deux patients ; un patient présentait une inégalité de longueur de 3,5 cm au dépens du membre opéré (celle-ci était présente avant l'intervention et estimée à 2,5 cm ; elle a été majorée par la chirurgie de reprise arthroplastique).

b2. Mesures radiographiques.

La restitution de la longueur globale du membre a été appréciée en additionnant la différence des distances (H_0-H_i) et (GC_0-GC_i). On obtenait ainsi 22 cas (19,1%) de raccourcissement, 34 cas (29,5,%) d'allongement et 59 cas (51,3%) de membres isolongs à 5 mm près (Figure 30.). **Ces valeurs n'étaient pas corrélées aux mesures cliniques post opératoires réalisées par les opérateurs ($\alpha=0,001$).**

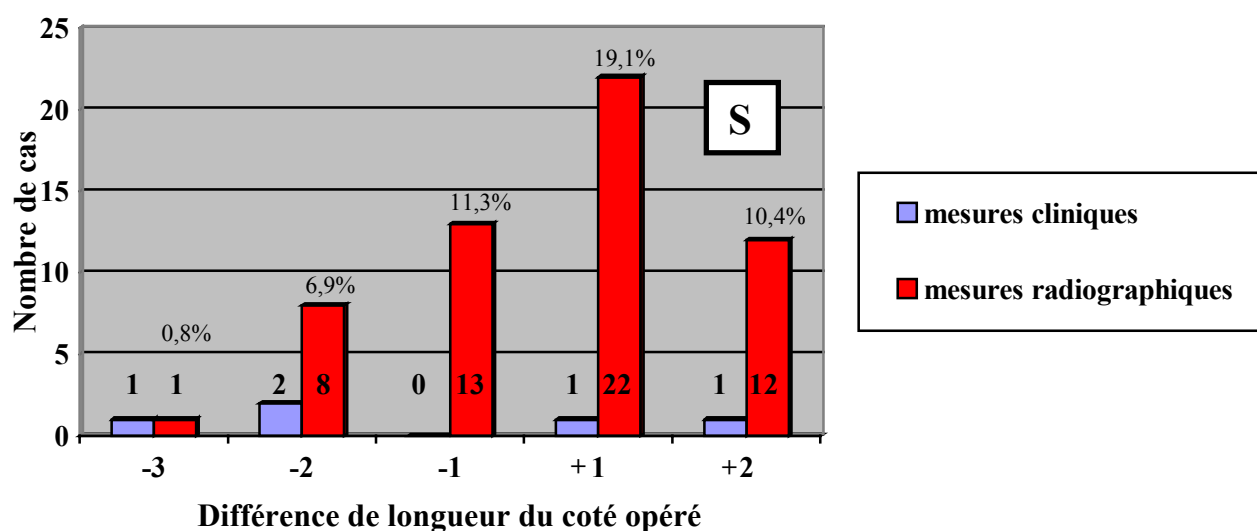


Figure 30. Inégalité de longueur des membres inférieurs en post opératoire : comparaison des résultats en fonction de la méthode, clinique ou radiologique.

Les résultats sont exprimés en nombres de cas (chiffre inclus dans la colonne) et en pourcentages (chiffre au dessus de la colonne). -3 : raccourcissement de 2 à 3 cm du côté opéré ; -2 : raccourcissement de 1 à 2 cm du côté opéré ; -1 : raccourcissement de 0,5 à 1 cm du côté opéré ; +1 : allongement de 0,5 à 1 cm du côté opéré ; +2 : allongement de 1 à 2 cm du côté opéré. S : les différences observées sont significatives ($\alpha=0,01$).

Le raccourcissement était imputable à une ascension de l'implant acétabulaire dans 8 cas et à un implant fémoral trop enfoncé dans 10 cas ; dans 4 cas il était dû à une malposition équitable des deux implants.

Dans 4 cas, l'allongement était dû à un abaissement du cotyle ; dans 23 cas il était secondaire à un implant fémoral suspendu. La responsabilité de l'allongement était mixte dans 7 cas. Ces résultats sont résumés dans le tableau XVII.

	Allongement	Raccourcissement
Mixte	7	4
Cotyloïdien	4	8
Fémoral	23	10
	34 Cas	22 Cas

Tableau XVII. Participation des implants dans la restitution de la longueur du membre opéré. Seuls les inégalités significatives (supérieur à 5 mm) sont recensées. Mixte : les deux implants sont responsables de l'inégalité de longueur ; Cotyloïdien : l'inégalité est principalement due au cotyle ; Fémoral : l'inégalité est principalement due au cotyle.

IV. Validité des paramètres mesurés (reproductibilité intra-observateur).

Il n'existait pas de différence significative entre la mesure de l'ensemble des paramètres cotyloïdiens et fémoraux post opératoires (H, L, CE, CA, GE) et celle réalisée à un an ($\alpha=0,01$). Le coefficient de corrélation entre les valeurs post opératoires et les valeurs à 1 an était de $r^2=0,939$, **signifiant une excellente reproductibilité intra observateur des mesures réalisées sur les radiographies** (Figure 31.).

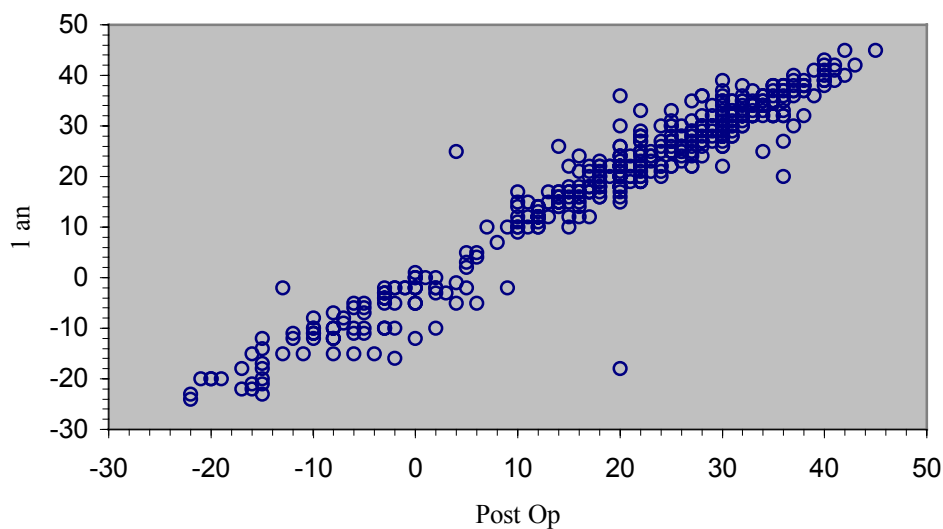


Figure 31. Graphe de régression des paramètres cotyloïdiens et fémoraux en post opératoire et à 1 an. L'abscisse des points figurants sur le graphique correspond aux valeurs mesurées sur le premier cliché post opératoire (H_0 , L_0 , CA_0 , CG_0 , GE_0). L'ordonnée est représentée par les mesures à 1 an (H_1 , L_1 , CA_1 , CG_1 , GE_1). La distribution des points selon une droite, confirme la reproductibilité des mesures.

De façon indépendante, il n'existait pas de différence significative entre les mesures postopératoires et les mesures à un an pour les paramètres H, L et CA. Par contre, il existait une différence significative ($\alpha=0,01$) entre GC_0 et GC_1 et entre GE_0 et GE_1 , liée à l'enfoncement du pivot fémoral.

Discussion.

Peut-on préjuger de la stabilité des implants au vu des résultats cliniques à 1 an ?

Les résultats cliniques de cette étude sont bons et témoignent du bénéfice fonctionnel apporté par une arthroplastie totale de hanche. Avec un score moyen PMA à 17,2 et un score de Harris à 90,3 à un an, nos résultats sont comparables à ceux de différentes séries utilisant des pivots impactés (avec ou sans HAP) ou cimentés ^{4, 31, 40, 87}.

Tout comme Geesink, nous n'avons pas retrouvé de différences significatives des scores fonctionnels à 1an entre les trois catégories de Charnley ⁴⁰. Cette surprenante constatation pourrait s'expliquer par les bénéfices de l'intervention apportés sur le handicap prédominant (la hanche concernée) ayant légitimé l'intervention ; les autres pathologies invalidantes n'interférant pas de manière significative sur les résultats cliniques. Ce résultat démontre également le caractère spécifique des scores PMA et Harris.

L'étude des résultats cliniques permettait selon nous, d'apprécier de manière indirecte la stabilité des implants fémoraux, en estimant qu'une indolence était en faveur d'une stabilité. A l'inverse, les douleurs résiduelles pouvaient être dues, entre autre, à une instabilité prothétique. Cette théorie est basée sur les déductions empiriques de plusieurs auteurs qui ont observé que l'indolence initiale procurée par une tige impactée se maintenait avec le temps, et que celle ci était contemporaine d'une stabilité secondaire par repousse osseuse ^{5, 31, 40}. Cette théorie doit être nuancée par plusieurs points : une arthroplastie totale de hanche dont la tige est parfaitement stable peut être douloureuse de part son versant acétabulaire (instabilité, conflit) ou fémoral (douleurs de cuisse). De plus, pour certains, des pivots fémoraux cimentés présentant des signes radiographiques de descellement peuvent être indolores ^{58, 69}. Bien qu'il s'agisse de tiges cimentées, le parallélisme peut être envisagé avec les tiges impactées.

Nos excellents résultats cliniques à 1 an ne permettent donc pas, à eux seuls, de conclure à une stabilité secondaire par ostéointégration. Néanmoins, ils seraient en faveur d'une ostéointégration s'ils se maintenaient avec le temps et concordaient avec les signes radiographiques de repousse osseuse.

Les modifications osseuses péri-prothétiques sont elles en faveur d'une ostéointégration ?

Notre étude retrouve peu de modification osseuse péri-prothétique au dernier recul : nous avons noté seulement 4 fémurs (4,1%) présentant des lignes réactives et 2 fémurs présentant des piédestaux stables. Aucune ossification endostée n'a été recensée. Ces résultats contrastent avec ceux de Geesink, qui retrouve systématiquement ces signes radiographiques à 1 an de recul, avec 87 % d'ossifications endostées, 43 % de lignes réactives et 79 % de piédestaux stables⁴⁰. Selon d'Antonio, la prévalence de ces modifications radiographiques serait respectivement de 63 %, 41 % et 17 %⁴.

Malgré ces différences, pour la majorité des auteurs, les modifications osseuses péri-prothétiques seraient présentes dès la première année de l'implantation. Ainsi, les premiers signes visibles sur des clichés radiographiques standards seraient les épaissements corticaux et les piédestaux ; ceux-ci apparaîtraient dès les six premiers mois^{5, 40, 75}. Pour Geesink, les ossifications endostées et les lignes réactives apparaîtraient entre 6 mois et 1 an à la partie distale du revêtement bioactif, et progresseraient de manière centrifuge⁴⁰. Selon d'autres auteurs, ces deux derniers signes radiographiques seraient présents après un délai de 1an^{5, 75}. Le processus de remodelage osseux péri prothétique finirait par le calcar⁴⁰.

Ces disparités dans la fréquence de survenue de ces modifications radiographiques contemporaines de l'impaction d'une tige sans ciment, montrent que celles ci dépendent du dessin de la tige et du type de revêtement (bio-actif ou bio-inerte ; composition, topographie et épaisseur de l'hydroxyapatite). Ainsi, pour une même tige, l'adjonction d'un revêtement ostéoconducteur modifierait le délai d'apparition et le taux de modifications osseuses périprothétiques^{3, 42, 61}.

Ces données nous autorisent à penser que l'absence d'ossifications endostées à 1 an n'est pas un élément permettant de juger de la stabilité de la tige qui a été implantée. De plus, Epinette et Geesink, n'accordent pas la même importance à ce signe radiographique que Engh : pour ce dernier, il s'agirait d'un signe de stabilité par ostéointégration, alors que pour les premiers, il s'agirait d'un signe neutre ne pouvant laisser préjuger de la stabilité de l'implant^{30, 34, 40}. Par contre, l'absence de signes péjoratifs tels les lisérés, les lignes réactives en regard du revêtement bioactif ou les zones d'ostéolyses, est un élément en faveur d'une stabilité secondaire de la tige Orphée par repousse osseuse.

Les enfoncements précoces sont-ils inquiétants ?

Pour la majorité des auteurs, l'enfoncement d'une tige fémorale sans ciment est le signe majeur d'une instabilité^{28, 32, 34, 40, 75}. Cette question est donc fondamentale et en sous entend d'autres : l'enfoncement de la tige fémorale Orphée est-il synonyme d'un échec de la fixation primaire ? Peut-on espérer une fixation secondaire des implants ? Le système de blocage primaire antéro-postérieur de la prothèse Orphée est-il une ostéointégration ?

Notre étude montre qu'il existe un enfoncement des tiges fémorales. Celui-ci a été mesuré en moyenne à 2 mm dans notre série. Les mesures réalisées sur des radiographies standards ne permettent pas une précision à 2 mm près^{63, 65, 75, 81, 100, 105}. Néanmoins l'étude statistique des valeurs de GE₀ et GE₁ conclut à une différence intra observateur significative, montrant la réalité de ce phénomène dans notre série. Ces enfoncements sont survenus après la remise en charge des patients, *i.e.* après la sixième semaine post opératoire.

Ce phénomène peut paraître inquiétant au vu des études fondamentales qui objectivent une fixation secondaire des implants ostéoconducteurs présente à ce délai⁴¹. Passé ce délai, les caractéristiques mécaniques des implants bioactifs deviennent supérieures à celles des implants scellés avec un polymère acrylique ; une prothèse à revêtement HAP ne devrait théoriquement plus s'enfoncer et être parfaitement stable⁴¹. Dans le cas contraire, il s'agit d'un échec de la fixation par encapsulation fibreuse empêchant une fixation directe à l'os. D'après ces données fondamentales, il n'existerait donc pas de fixation secondaire de la prothèse Orphée, et celle-ci serait vouée à un échec mécanique précoce.

Ces études fondamentales sont en contradiction avec les études cliniques par mesure RSA (Roentgen Stereophotogrammetric Analysis) de l'enfoncement des pivots à revêtements ostéoinducteurs. Cette méthode permet de mesurer des distances sur des radiographies standards avec une précision au dixième de mm grâce à l'implantation intra osseuse de billes radio opaques autour de la prothèse et l'utilisation simultanée de deux sources de rayons X divergentes de 40°. Grâce à cette technique, Soballe a montré qu'il existait un enfoncement significatif moyen de 2 mm des tiges fémorales HAP chez des patients restés 6 semaines en appui soulagé après l'intervention⁹⁷. Ces résultats ont été confirmés par d'autres études utilisant des techniques différentes basées sur des principes d'analyse informatique des radiographies (EBRA-FC, acronyme de Ein Bild Röntgen Analysis-Femoral Component) dont la précision avoisine celle de la RSA¹⁰ ; celles-ci montraient que l'enfoncement des tiges impactées est identique à celui des tiges cimentées^{28, 54, 61}.

Un revêtement ostéoconducteur permettrait d'atténuer ce phénomène^{25, 45, 61, 97}. Celui-ci serait alors d'intensité variable en fonction des implants utilisés : il oscillerait de 0,12 à 2 mm lors de la première année^{28, 45, 61, 75, 97}. Ces mêmes auteurs ont constaté des enfoncements extrêmes allant jusqu'à 7 mm après la remise en charge sur des prothèses à revêtement HAP ; bien que ces valeurs soient importantes, ces tiges étaient considérées comme stables à 1 an (résultats cliniques excellents, absence de signes radiographiques péjoratifs, stabilisation de l'enfoncement). Malgré ces résultats initiaux rassurants, la plupart des auteurs ont souligné, de façon rétrospective, le risque de mauvais pronostic, à moyen terme, d'un enfoncement précoce et important^{4, 28, 59, 75, 105} ; ainsi, plusieurs valeurs d'enfoncement ont été reliées à un risque d'échec mécanique à moyen terme. Selon Kobayashi, un enfoncement annuel supérieur à 0,4 mm associé à des lignes réactives serait, à deux ans, péjoratif⁵⁹. Pour Walker, l'enfoncement doit être supérieur à 2 mm à 2 ans¹⁰⁵. Selon Krismer, cette valeur serait abaissée à 1,5 mm au même délai⁶⁰. **Nous pensons que ce ne sont pas des valeurs, propres à chaque implant et pour la plupart inférieures à celles retrouvées par d'autres auteurs, qui doivent être considérées comme facteur pronostic, mais plutôt leur caractère évolutif à moyen terme associé à des modifications osseuses péri-prothétiques.**

Les cas d'enfoncement de notre série ne peuvent donc être considérés comme des échecs mécaniques, mais plutôt comme un mécanisme de recalage de la tige dépourvue de collerette.

De plus, l'absence de lisérés ou d'autres éléments radiographiques péjoratifs, tels les piédestaux instables ou les modifications de l'architecture proximale du fémur, nous incitent à penser que la tige Orphée connaît une réelle ostéointégration métaphysaire malgré l'enfoncement initial. Cette hypothèse est corroborée par les excellents résultats cliniques à court terme.

Il existe donc un faisceau d'arguments en faveur de l'ostéointégration de cette pièce à blocage antéro-postérieur. Néanmoins, seule l'évolution à moyen et long terme et l'analyse des futures pièces explantées pourront confirmer cette hypothèse.

Ostéointégration et enfoncement persistant sont-ils deux concepts contradictoires ?

(histoire naturelle d'un scellement sans usage de ciment).

Le tissu osseux a la particularité d'être en perpétuel remaniement. En effet il passe par des phases dynamiques de formation et de résorption afin de s'adapter aux contraintes mécaniques et de maintenir l'homéostasie phosphocalcique. Ce processus est appelé remodelage osseux. Il est assuré d'une part par les ostéoblastes, cellules d'origine mésenchymateuse responsables de l'apposition osseuse et d'autre part par les ostéoclastes, cellules multinucléées d'origine hématopoïétique responsables de la résorption osseuse. L'ensemble des mécanismes régulant cet équilibre est très complexe et reste mal connu. Il fait intervenir des paramètres cellulaires (interactions ostéoclastes/ostéoblastes, intervention d'autres cellules osseuses : ostéocytes, macrophages et monocytes), des paramètres moléculaires tels que les hormones et les cytokines et des paramètres physiques (stimulations mécaniques).

La mise en place d'un implant prothétique biotoléré (par exemple le ciment acrylique) provoque une rupture temporaire de cet équilibre en créant une lésion tissulaire responsable d'une réaction inflammatoire, aboutissant à terme à une encapsulation fibreuse. L'hydroxyapatite synthétique recouvrant le matériel implanté permet d'éviter cette réponse qui serait préjudiciable au processus d'ostéointégration. Celui-ci se déroule en quatre étapes dont les événements se chevauchent dans le temps³⁷.

La première étape concerne les 15 premiers jours de l'implantation et consiste en une modification de l'état de surface de la céramique. Les propriétés physico-chimiques du revêtement se trouvent modifiées par adsorption et précipitation de protéines ostéoinductrices (propriété d'induire une différenciation osseuse en site extra osseux) contenues initialement dans la matrice ostéoïde.

La seconde étape est définie par la cicatrization des tissus périprothétiques et la formation d'un tissu osseux immature. Une prolifération fibroblastique donne naissance à un tissu conjonctif lâche entourant l'implant à partir de la troisième semaine. Des cellules fibroblastiques issues de ce tissu se différencient au contact du revêtement d'hydroxyapatite.

Cette différenciation ostéoblastique permet l'apposition d'un tissu osseux immature à l'origine de la troisième étape. Celle-ci se prolonge jusqu'à 2 ou 3 ans.

La dernière étape correspond au remodelage du tissu immature et du revêtement de céramique de phosphate de calcium afin d'aboutir à l'apposition d'un tissu osseux à la surface du métal. Cette étape qui débute 2 ans après l'implantation, se poursuit par la dégradation du revêtement. Cette dégradation, rendue possible grâce à une solubilité liée à l'abaissement du pH des chambres de résorption ostéoclastiques, fait partie intégrante d'un processus physiologique de remodelage. Cette dégradation qui est lente, est suivie d'une phase de reconstruction osseuse dans les zones de résorption, guidant le tissu osseux vers le métal jusqu'à un contact intime et durable.

Tout comme le remodelage osseux physiologique, ce processus d'ostéointégration est sous la dépendance de plusieurs facteurs intrinsèques (qualité de l'hydroxyapatite : taille des cristaux, microstructure, rapport Calcium/Phosphate ; procédé d'application à la surface de l'implant ; épaisseur et porosité du revêtement) et extrinsèques (qualité de l'environnement osseux ; dessin et stabilité de l'implant) ⁷⁸.

Ce dernier paramètre est primordial et a fait l'objet de plusieurs études : il est désormais bien établi que les micro-mouvements dont l'amplitude est supérieure à 400 µm empêchent l'ostéointégration d'une tige fémorale ⁹⁸. **Ainsi, on ne peut espérer une fixation secondaire en l'absence de stabilité primaire efficace, même si la tige est recouverte d'un revêtement ostéoconducteur.**

Nous avons vu précédemment que l'enfoncement des pivots impactés était un phénomène bien réel. Or, une tige qui s'enfonce est une tige dont la stabilité primaire est déficiente. Ces tiges ne devraient donc pas bénéficier d'une ostéointégration. Malgré cela, plusieurs auteurs ont montré que l'enfoncement cessait et que la tige se stabilisait au delà d'un certain délai. Celui ci n'est pas admis de façon consensuelle : pour certains, la migration se poursuivrait jusqu'à la fin de la première année ^{75, 97}, alors que pour d'autres, elle cesserait après un délai de 2 à 3 ans ^{4, 28, 38, 40, 45, 60}. Ce délai correspond à la fin de la troisième étape du processus d'ostéointégration de la tige à revêtement bioactif. A ce terme, le tissu osseux immature conservant des propriétés plastiques, est remplacé par un os structuré et plus rigide ne permettant plus la progression du pivot. **Un enfoncement secondaire (au delà de 2 ans) traduirait donc une instabilité par échec de l'ostéointégration et doit être considéré comme un facteur pronostic.**

L'histoire naturelle de la fixation à l'os des prothèses impactées à revêtement ostéoconducteur permet donc d'expliquer les phénomènes d'enfoncement initiaux malgré leur ostéointégration.

Le type et la localisation du revêtement de la tige Orphée sont-ils adaptés ?

(HAP Versus Titane poreux).

Les bénéfices de l'adjonction d'un revêtement ostéoconducteur sur une tige impactée sont actuellement reconnus de façon consensuelle ⁷⁸. Un revêtement bioactif comme l'hydroxyapatite permet une meilleure ostéointégration que le titane à effet de surface qui est bioinerte (propriété d'un matériau qui n'induit aucune réaction biologique et évite son encapsulation fibreuse lors d'une implantation) ^{37, 78}. Ainsi, en cas de micro-mouvements localisés à l'interface entre 150 et 400 μm , on observe avec l'hydroxyapatite une minéralisation secondaire non retrouvée avec les implants bioinertes ^{78, 82, 98}. De plus, cette céramique de phosphate de calcium permet une colonisation osseuse en cas de defect inférieur à 2mm ⁴⁰. Sur le plan clinique, elle réduit de façon significative les enfoncements et les douleurs de cuisse.

Malgré ces avantages, certains auteurs se sont inquiétés du rôle potentiellement toxique de l'HAP par un phénomène de relargage lié au remodelage osseux. Ainsi, en 1991, Bloebaum objectivait la présence de dépôts apatitiques incrustés sur des polyéthylènes explantés et l'auteur soulignait le risque d'une usure à trois composants et d'un descellement précoce par activation du processus ostéolytique ^{11, 12}. D'autres auteurs ont relativisé ce risque abrasif en montrant que des particules de céramique de phosphate de calcium n'altéraient pas les têtes en acier ^{8, 88}.

De plus, les études cliniques à moyen terme portant sur les prothèses HAP n'ont pas objectivé d'usure prématurée des implants acétabulaires ni de phénomènes ostéolytiques. A l'inverse, ce revêtement, une fois ostéointégré, formerait une barrière hermétique aux particules d'usure, empêchant leur migration autour du pivot fémoral ; cette suppression du *Effectif Joint Space* protégerait le fémur des granulomes de résorption ⁷⁸.

Seuls les implants recouverts d'un revêtement bioactif circonférentiel posséderaient cette liaison biologique protectrice. Cela expliquerait l'apparition de zones ostéolytiques fémorales entre 2 et 5 ans observées avec les tiges en titane dépourvues d'HAP ²⁰. Ces modifications osseuses inquiétantes ne sont pas intégrées dans les courbes de survie actuarielles. Cette négligence permet d'obtenir des taux de survies à 10 ans supérieurs à 95%, comparables aux résultats des tiges HAP malgré des signes évidents d'absence d'ostéointégration ^{14, 18, 38, 57, 66}.

Nous avons vu que le choix du type de revêtement de surface reposait sur de nombreux arguments, et nous pensons que les bénéfices penchent en faveur de l'hydroxyapatite.

Mais la localisation de son application reste une question d'école : une tige fémorale entièrement revêtue d'une surface bioactive augmenterait les probabilités d'ostéointégration. Par contre, cette option exposerait l'os adjacent à des risques de *stress shielding* par ancrage distal de l'implant. Les études par modélisation ont montré que ce risque diminuait en cas de revêtement limité à la région proximale de la tige ⁴⁹. Une étude de plus de 4000 implants totalement recouvert d'HAP n'a pas retrouvé ce risque théorique de Stress Shielding à plus de 7 ans de recul ¹⁰⁴.

Il n'existe donc pas de consensus sur la topographie du revêtement ostéoinducteur. Néanmoins, nous pensons qu'un revêtement circonférentiel est un bon compromis entre la probabilité d'ostéointégration et le risque de *Stress Shielding*.

Le positionnement intra-médullaire de la tige est-il important ?

Malgré l'étroitesse de la partie distale de la tige, notre série compte peu de tiges en position varus ou valgus ; ainsi 85,3 % des tiges sont centrées dans le plan frontal. Ces bons résultats peuvent être attribués à la technique (évidemment quasi complet du grand trochanter) ou à une erreur d'incidence des clichés radiographiques, la rotation interne minimisant le varus et le valgus étant minoré par la rotation externe ¹. Ces résultats sont surtout dus à notre classification qui ignore la divergence entre les axes prothétiques et diaphysaires.

Cette classification nous a semblé plus pertinente que celle de Willert fréquemment utilisée dans l'étude des pièces fémorales cimentées ¹⁰⁷. Cette dernière est basée sur le sens de la divergence entre l'axe diaphysaire et l'axe du pivot, sans notion de contact entre la partie distale de l'implant et l'os. Elle permet d'apprécier indirectement le caractère uniforme ou asymétrique (en cas de position valgus ou varus) du manchon de ciment périprothétique. Ce ciment dont l'épaisseur est inhomogène à la partie proximale de l'implant serait à l'origine d'une distribution dysharmonieuse des contraintes au niveau des interfaces ⁶⁸. Cela permet d'expliquer la mauvaise réputation des implants cimentés en position varus ^{55, 58, 99, 100}, fréquemment associée à des faillites mécaniques précoces par rupture de la faible épaisseur du polymère acrylique ; cette rupture étant la conséquence des sollicitations répétitives et exagérées en compression et en flexion.

Ces considérations ne peuvent s'appliquer aux implants impactés dont l'ancrage à l'os est direct et s'effectue sans manchon intermédiaire. Et à ce jour, la plupart des auteurs n'ont pas établi de relation péjorative entre le varus et le comportement des tiges impactées à moyen terme ^{14, 38, 57, 96}.

Selon nous, le valgus/varus, tel que nous l'avons défini, pourrait avoir deux conséquences : d'une part, la perturbation de la restitution anatomique fémorale et d'autre part, la genèse de douleurs de cuisse par conflit entre l'os et l'implant.

Les résultats de l'étude ont montré que la position intra-médullaire du pivot n'affectait pas la qualité de la restitution anatomique. Ainsi, une tige en position varus n'induit pas, de façon significative, de latéralisation et de diminution de la hauteur fémorale par horizontalisation de l'Offset. Réciproquement, la position valgus n'entraîne pas de médialisation et d'allongement fémoral par verticalisation de l'Offset.

Ces résultats doivent être interprétés avec prudence. En effet, les effectifs en Varus/Valgus sont peu nombreux, rendant les tests statistiques peu puissants. De plus, notre classification arbitraire ne recense que les tiges dont l'extrémité distale est en contact avec une corticale (le but était de rechercher une relation avec les douleurs de cuisses). Le nombre d'*Offset* verticalisés ou horizontalisés est donc certainement sous évalué. En outre, l'artifice de rotation du segment jambier, décrit par Albert, minimise encore le nombre de tiges non axées dans le fût diaphysaire ¹.

Malgré ces biais méthodologiques, les cas que nous avons recensés sont extrêmes : une tige ne peut être plus Varus que lorsque son extrémité distale est en contact avec la corticale externe. Ainsi, si une divergence entre l'axe diaphysaire et l'axe prothétique pouvait influencer la qualité de la restitution anatomique exo-fémorale, notre système de classification aurait dû faire apparaître une différence de résultats entre les tiges Varus/Valgus et les autres.

L'influence de la position de la tige dans le fourreau fémoral sur la géométrie extra-médullaire semble donc minime.

Les douleurs de cuisse sont-elles liées au positionnement intra-médullaire de la tige ?

Notre série recense 11 cas (11,4%) de douleurs de cuisse à 12 mois de recul. Celles-ci sont modérées puisque les scores moyens PMA et Harris de ces patients sont respectivement de 15,7 et 83,4. De plus, ces doléances n'ont pas changé significativement le niveau d'occupation de ces malades. **Notre série recensait toutes les hanches associées à des doléances au niveau de la cuisse, que celles-ci soient isolées ou non, expliquant une prévalence de ces phénomènes supérieure à celle d'autres séries ^{14, 39, 57}. En effet, la plupart des études de la littérature ne font pas un tel discernement ⁹³. Lorsque les douleurs de hanches étaient isolées et représentaient la seule doléance des patients, elles ne concernaient que 6 hanches (6,2%) et leur taux devenait comparable à celui des séries les plus favorables.**

Dès la fin des années 80, plusieurs auteurs se sont inquiétés de l'apparition de ces douleurs secondaires à l'implantation d'un pivot fémoral impacté. Celles-ci débutaient dès la première année, et leur incidence pouvait atteindre 40% à 2 ans selon les séries ^{19, 21, 44}. Les tiges implantées par ces auteurs étaient toutes en alliage de titane recouvertes d'un revêtement proximal macro poreux.

Engh émettait alors l'hypothèse d'une stabilisation osseuse proximale déficiente du pivot à l'origine de ces phénomènes douloureux ³², après avoir remarqué qu'il existait une corrélation entre la qualité de la fixation à l'os des implants et les résultats cliniques ³¹. **Cette hypothèse expliquerait la plus faible prévalence de ce phénomène pour un même implant lorsqu'il est recouvert d'hydroxyapatite ^{3, 42, 61}.**

En 1992, Barrack ⁷ examinait 6 pivots à revêtement poreux, explantés en raison de douleurs de cuisse persistantes à plus de 2 ans : l'étude anatomopathologique, concluait à une excellente ostéointégration des implants ; ces résultats s'opposaient à ceux attendus par la théorie de Engh. **L'auteur suggérait alors que l'inadéquation entre l'élasticité osseuse et la rigidité des implants était responsable des doléances des patients.** Cette notion sous entend un contact étroit entre la tige et les corticales avoisinantes, ce qui correspond aux tiges qualifiées de Varus ou Valgus (et pointe en Arrière, pointe en Avant) dans notre série. Comme Geesink, nous avons remarqué que ces tiges n'étaient jamais associées à de telles douleurs ⁴⁰.

De plus, Il n'existait pas de différence significative des paramètres radio-cliniques étudiés (moyenne d'âge, score clinique à 1an, morphologie fémorale, taille des implants, qualité de la restitution anatomique et enfoncement moyen du pivot) entre ces patients et l'ensemble de la population étudiée, pouvant expliquer ces phénomènes.

La majorité des auteurs constate que les douleurs de cuisse diminuent au delà de la deuxième année ^{4, 21, 56, 75,93, 96}. Ce délai correspond, comme nous l'avons vu précédemment, au début de la phase finale de l'ostéointégration. **Ce phénomène pourrait donc correspondre à l'expression douloureuse d'un processus physiologique adaptatif de l'os autour de la surface ostéoconductrice. Nous pouvons donc nous attendre à une future diminution de l'incidence de ces douleurs dans notre série.** Malgré cela, cette hypothèse n'explique pas que, seules certaines hanches soient douloureuses, et que ce phénomène ne puisse toucher qu'un seul coté chez des patients ayant bénéficié d'une arthroplastie bilatérale (avec les mêmes tailles d'implants posées par le même opérateur).

Bien qu'il n'existe pas d'explication consensuelle permettant de comprendre l'étiologie des douleurs de cuisse, la position intra-médullaire de la tige fémorale ne semble donc pas en être à l'origine. Le suivi ultérieur des malades devrait mettre en évidence une diminution de ces phénomènes douloureux.

Restituer l'anatomie de la hanche prothésée présente-il un intérêt ?

Alors que de nombreux auteurs se sont intéressés à la restitution anatomique cotyloïdienne et à ses répercussions ⁸⁰, la littérature reste très pauvre sur le versant fémoral ; ainsi, en 2001, de Thomasson écrivait : *«Nous avons analysé les résultats de la planification sur le rétablissement d'un centre de rotation anatomique et d'une latéralisation fémorale appropriée, ce qui à notre connaissance n'a pas fait l'objet d'études spécifiques dans la littérature»* ¹⁰³.

Cette question fait donc avant tout appel au bon sens du praticien : il semble aussi logique de restituer une géométrie extra-médullaire lors d'une arthroplastie totale de hanche que de réduire de façon anatomique une fracture déplacée.

Ce bon sens pratique est étayé par les travaux de Pauwels et de Frain, montrant que la statique du bassin est principalement sous la dépendance du moment de force du muscle moyen fessier par rapport au centre de rotation de la hanche ^{36, 79}. Le tendon terminal de ce muscle s'insérant sur le sommet du grand trochanter, la biomécanique de la hanche dépend donc, non seulement du centre de rotation (imposé par le cotyle), mais également de la hauteur et de la latéralité fémorale. Pourtant, plusieurs auteurs ont rapporté des cas de lésions asymptomatiques du muscle moyen fessier, contredisant ainsi la théorie de la « balance de Pauwels » ^{17, 47}. De plus, notre étude montre qu'il n'existe aucune corrélation entre les résultats cliniques et radiographiques. Ainsi certaines hanches, dont l'anatomie est parfaitement restituée par les deux implants de l'arthroplastie, ont des scores cliniques inférieurs à certaines dont la restitution est médiocre. Bien qu'il existe de nombreux autres paramètres pouvant influencer les résultats cliniques, ces constats posent la question de l'utilité de la tâche.

A l'aide d'un modèle numérique, Ramaniraka a démontré que la restitution du centre de rotation et de la géométrie extra-médullaire fémorale était bénéfique pour la stabilité primaire des tiges impactés : la position anatomique des implants était la plus favorable en diminuant les micro-mouvements et en réduisant les contraintes d'interface ⁸⁶. Une variation de 10 mm de la hauteur ou de la latéralité fémorale augmentait significativement les deux paramètres précédents. Ainsi, dans les situations les plus défavorables (allongement associé à une latéralisation fémorale supérieure à 10 mm), les micro-mouvements n'augmentaient que de 26%, passant de 68 μ m (correspondant à la position anatomique) à 87 μ m.

L'amplitude des micro-mouvements restaient acceptable (*i.e.* inférieure à l'intervalle de 150-400 μm , valeurs seuils au delà desquelles l'ostéointégration est compromise) quelle que soit la configuration extra-médullaire de la hanche après l'arthroplastie. Ces résultats issus d'une simulation, correspondent à la situation post-opératoire : ce travail n'étudie pas l'influence de ces paramètres sur le comportement mécanique de l'implant une fois la fixation secondaire obtenue. **Néanmoins, la mise en place d'un implant fémoral en position anatomique représente la meilleure situation d'un point de vue biomécanique : en assurant à la tige une stabilité primaire optimale, elle fait le lit d'une fixation secondaire de bonne qualité.**

En 1993, Karachalios étudiait de façon rétrospective l'influence de la restitution de certains paramètres anatomiques sur la longévité des implants prothétiques : une mauvaise restitution de la latéralité était significativement associée à des signes radiographiques évidents de descellement fémoral⁵³. Mais ce paramètre n'était pas étudié de façon isolée. De plus, cette étude concernait des pivots cimentés et ne précisait pas le degré de restitution anatomique. Ces résultats ne peuvent donc être extrapolés aux tiges impactées.

Dans une étude rétrospective de plus de 2000 dossiers, Joalles a montré en 2002 que le risque de luxation était indépendant de la restitution de la latéralité et de la hauteur fémorale⁵⁰. Néanmoins, l'auteur ne considérait que les variations supérieures à 10 % des valeurs idéales mesurées (soit, par exemple, une restitution à moins de 4 mm près, pour une latéralité idéale de 37 mm). Ces critères, trop restrictifs induisaient un biais de sélection en recrutant une cohorte inhomogène de prothèses, mélangeant des restitutions quasi parfaites à des restitutions médiocres dépassant le centimètre. Cette étude ne peut donc être considérée comme un argument permettant de répondre à la question.

Lors d'une étude rétrospective portant sur un pivot fémoral impacté dont est issue la tige Orphée (pivot fémoral BPR, cf. Annexe.), nous avons noté un taux de luxation supérieur à 15%. Dans cette série, la prévalence des luxations est de 3,4 %, taux comparable à celui des autres séries de PTH impactées ou non, qui varie de 0 à 4 % en chirurgie de première intention^{23, 48, 71, 108} à 8 % dans les cas de reprise¹⁰². Quatre opérateurs (FG, JVB, PH et NP) avaient participé aux deux études ; tous les autres ont été formés dans le même service.

Bien que les implants acétabulaires ne soient pas identiques dans les deux séries, leur morphologie et leur position ne peuvent expliquer à eux seuls une telle différence de résultat entre les deux séries. L'explication pourrait être liée à la différence d'*Offset* entre les deux implants : alors que la partie métaphysaire, recouverte d'hydroxyapatite, était commune aux deux implants, l'*Offset* de la tige Orphée a été allongé par rapport à celui du pivot BPR. Ainsi, les nombreux cas de luxation observés avec la prothèse BPR pourraient être secondaires à une détente des structures péri-articulaires (avec notamment un risque d'insuffisance du moyen fessier par raccourcissement du bras de levier abducteur) et d'autre part, à un risque accru d'effet came antérieur (entre le massif trochantérien et les parties molles adjacentes à la colonne antérieure) par insuffisance de latéralité de l'*Offset*. Bien que la hauteur et la latéralité de ces fémurs n'aient pas été mesurées en post-opératoire, **le taux de luxation pourrait être considéré comme l'un des témoins indirects d'une mauvaise restitution anatomique extra-médullaire fémorale, soulignant l'importance de la restitution anatomique.**

L'ensemble de ces données fondamentales et cliniques nous incite à penser que la restitution anatomique post-arthroplastique est un élément important pouvant influencer la longévité des implants et la qualité des résultats fonctionnels. Seule une étude prospective à moyen terme pourra confirmer cette hypothèse.

Un pivot à blocage antéro-postérieur permet-il une restitution exo-fémorale satisfaisante ?

L'objectif de cette étude était de vérifier si l'implant fémoral utilisé était idéalement placé, mais il est difficile de savoir quelles sont les limites acceptables pour qualifier la restitution anatomique. Malgré les travaux de Ramaniraka, aucune valeur n'a jamais été reliée statistiquement à des complications mécaniques immédiates ou secondaires. Nous avons donc décidé de reprendre les critères décrits par de Thomasson lors d'une série étudiant la restitution anatomique de la hanche par des implants cimentés ¹⁰³.

Cet auteur insistait sur la difficulté de restaurer la latéralité fémorale malgré, respectivement, 87% et 59% d'implants idéalement placés à 10 mm et à 5 mm près. Nos résultats sont équivalents avec 80,9% et 56,5% de restitution idéale à 10 mm et 5 mm. La latéralité fémorale est, en effet, le paramètre le moins contrôlable lors de l'intervention : elle est imposée par la partie extra-médullaire de l'implant et dépend de l'antéversion et très accessoirement de la position de la tige dans le fût diaphysaire (cf. Le positionnement intra-médullaire de la tige est-il important ?). La modularité de l'implant utilisé ne permet pas toujours de répondre à la forme particulière de la hanche à prothéser. Ainsi, dans certains cas, la valeur fixe de l'angle entre l'*Offset* et la tige de l'implant, ne permet pas de répondre à l'anatomie rencontrée. La solution à ce type de difficulté ne peut être donnée qu'en disposant d'un nombre d'implants plus important permettant de faire varier à la fois la longueur du col et l'angle cervico-diaphysaire ; Argenson et Aubaniac ont montré l'efficacité de ce type d'implants en obtenant une géométrie extra-médullaire postopératoire statistiquement identique à celle mesurée avant l'intervention sur 117 patients ⁶. Cette technique trouverait ses limites dans les grandes dysmorphies de hanche et dans des problèmes potentiels de libération de particules d'usure pouvant initier une réaction ostéolytique et jouer un rôle abrasif ¹³.

L'alternative à cette multiplication d'implants serait la prothèse sur mesure, défendue par les mêmes auteurs. Cette technique nécessitant une logistique importante et présentant un surcoût évident, paraît difficile à justifier en pratique courante au vu de nos résultats. En effet, la latéralité fémorale a été restituée dans les trois types de fémur, et dans les cas de reprise avec des écarts extrêmes de + 20 mm (latéralisation) à -24 mm (médialisation) et une moyenne de - 1 mm ; de Thomasson obtenait respectivement +18 mm, -22 mm et -0,4 mm. Comme nous le précisons initialement, nous ne disposons pas de valeurs de référence permettant de juger ces résultats.

Au niveau fémoral, il existe des modifications biomécaniques initiales mesurables pour des écarts de restitution supérieurs à 10 mm, mais celles-ci, comme nous l'avons vu, ne peuvent être reliées à un mauvais pronostic ⁸⁶. Au niveau cotyloïdien, la variation anatomique d'un implant doit excéder 35 mm avant d'entraîner des répercussions mécaniques pouvant aboutir à un échec mécanique précoce du pivot fémoral ¹⁰⁹. Certes, cette valeur seuil de 35 mm ne peut être extrapolée au versant fémoral de l'arthroplastie, mais les variations de latéralité fémorale que nous avons mesurées y sont nettement inférieures. **Ces résultats nous permettent de penser qu'une tige fémorale standard, cimentée ou impactée, permet de restituer la latéralité fémorale de manière satisfaisante dans la plupart des cas.**

La hauteur fémorale est un paramètre plus facilement contrôlable que la latéralité puisque sous la seule dépendance du réglage de l'enfoncement du pivot dans le fémur. Cette pénétration est facilement maîtrisable avec un implant cimenté, pourvu ou non d'une collerette, grâce à la planification pré-opératoire dont Dubrana ²⁹ a rapporté l'efficacité : en présence d'une collerette, le réglage de la hauteur se fait dans la coupe du col fémoral ; en son absence, l'opérateur contrôle la descente de l'implant jusqu'au niveau souhaité. Par contre, ce réglage est plus délicat et aléatoire avec les implants impactés : la planification préopératoire, telle que l'a décrite Müller ⁷⁴, semble illusoire avec les implants impactés ; les dimensions du canal endosté étant trop imprécises sur des radiographies standards pour estimer le niveau de blocage du pivot ⁹². En effet, ce type de pivot ne connaît qu'une seule position, celle assurant une stabilité primaire optimale (dans le but de favoriser l'ostéointégration) obtenue par l'impaction en force. Néanmoins l'opérateur reste souverain du réglage de la hauteur grâce au système modulaire des têtes ; en cas de raccourcissement important non compensable par l'emploi d'une tête à col long, l'utilisation d'un implant de taille supérieure associé à une tête à col court permet de solutionner le problème. Cet artifice permettant de restituer la hauteur fémorale pourrait se faire, théoriquement, au détriment de la restitution de la latéralité (celle-ci étant augmenté par l'*Offset* dont la taille est proportionnelle à celle de l'implant) ; mais nos études statistiques ont montré que la restitution de ces deux paramètres était indépendante.

Compte tenu de ces différentes techniques d'implantation, la restitution de la hauteur fémorale devrait être meilleure avec les tiges cimentées. Paradoxalement nos résultats sont meilleurs que ceux de Thomasson avec 80% de restitution à 10 mm et 54,8% de restitution à 5 mm près, contre respectivement, 62,2% et 38,7%. Ces différences peuvent s'expliquer par l'emploi d'une tige cimentée dépourvue de collerette dont l'ajustement dans le fémur a été mal apprécié du fait de l'imprécision des repères utilisés.

La restitution anatomique globale de l'arthroplastie est superposable dans les deux séries avec 22% de restitution à 5 mm près des deux implants pour de Thomasson contre 21,7% dans notre série ; les pourcentages de restitution à 10 mm près étant respectivement de 71% et de 62,6%.

Par contre, la restitution de la longueur du membre opéré est moins bonne dans notre série avec 81,9% de restitution à 1cm et 51,3% à 5 mm, contre respectivement 95,9% et 69,4% pour la série utilisant des implants cimentés. La différence constatée entre les deux séries peut s'expliquer par un biais méthodologique en rapport avec deux systèmes de mesure différents : alors que nous avons additionné la hauteur fémorale à la hauteur du centre de rotation afin d'apprécier la restitution de la longueur du membre opéré, de Thomasson a utilisé une troisième mesure. Notre système de mesure, nécessitant des calculs, pourrait induire des erreurs, expliquant la différence de résultats entre les deux études et l'absence de corrélation avec les mesures cliniques. Seule une étude comparative par scannogramme pourrait apprécier la validité de ces deux techniques, en s'affranchissant des variations de longueur induites par un flessum de hanche. Malgré tout, la discordance entre nos résultats cliniques et radiographiques ne peut être expliquée par ce seul phénomène et **l'hypothèse d'une sous évaluation clinique des inégalités de longueur des membres inférieurs par les différents opérateurs semble probable.**

Notre expérience montre que la restitution du centre de rotation est plus facile à obtenir que celle de l'architecture fémorale : celui-ci était idéalement placé dans plus de la moitié des cas. De Thomasson tire la même conclusion de son étude et observe, tout comme nous, que les inégalités de longueur des membres secondaires à l'intervention sont le plus souvent imputables à une malposition fémorale.

Nous pouvons donc affirmer qu'une tige impactée à blocage antéro-postérieur permet une restauration satisfaisante de l'architecture extra-médullaire fémorale et que celle-ci est au moins comparable à celle procurée par une tige cimentée.

Le sommet du grand trochanter est-il un repère fiable lors de la réalisation d'une PTH ?

Certains opérateurs se servent du sommet du grand trochanter comme repère pour tenter de régler l'enfoncement du pivot dans le fût diaphysaire fémoral, en le faisant coïncider, par projection orthogonale selon l'axe diaphysaire, avec le centre de la tête prothétique. Cette technique n'est possible qu'avec les tiges dépourvues de collerette qu'elles soient impactées ou scellées. Cet artifice permet de ne pas induire d'inégalité de longueur des membres inférieurs en cas de parfait positionnement de l'implant acétabulaire ; de plus, il permet de restituer la hauteur fémorale physiologique du patient opéré.

Ce travail soulève le problème de la variation de ce repère par rapport au centre de la tête fémorale : nous avons observé des variations extrêmes de 12 à 45 mm, pour des grands trochanter respectivement au-dessous et au dessus du centre de la tête. Certes, la valeur la plus importante (correspondant à une hanche dysplasique non opérée), n'aurait pas induit en erreur un opérateur, mais notre étude montre que le sommet du grand trochanter se situe en moyenne 7 mm au dessus du centre de la tête fémorale.

Ces résultats soulignent l'importance de la planification pré-opératoire même lors de l'utilisation d'implants impactés à blocage antéro-postérieur : l'opérateur se doit de vérifier avant l'intervention la position d'un repère par rapport à l'autre : un réglage per-opératoire de la tige par rapport au sommet du grand trochanter, sans planification préalable, risque d'entraîner un allongement.

Ainsi, paradoxalement, avant l'implantation d'un pivot à blocage antéro-postérieur, il faut réaliser une planification sur le cliché radiographique de face.

Doit-on s'intéresser au *Flare Index* lors d'une arthroplastie totale de hanche ?

En 1988, Noble décrivait trois morphotypes fémoraux d'après une étude portant sur 200 os de cadavre ⁷⁶. Il notait ainsi 83% de fémur standard, 9% de fémur en « tuyau de poêle » et 8% de fémur en forme de « flûte à champagne ». Notre série en recense respectivement 70,4%, 21,7% et 7,8%. Cette différence de prévalence observée entre les deux séries ne peut être expliquée par l'âge des patients : dans notre série, la moyenne d'âge des patients était de 58 ans ; celle des donneurs de la série de Noble était de 69,9 ans. En effet, Noble a montré la plus forte prévalence de fémur en tuyau de poêle chez les sujets âgés ; la sénescence diminuerait le ratio entre la métaphyse et l'isthme par un amincissement des corticales. Aucune explication ne permet donc de comprendre la forte prévalence de ces fémurs dans notre série.

Notre étude ne retrouve aucune différence en terme de résultat clinique et de qualité de restitution anatomique entre ces trois types de fémur. La tige que nous avons implantée a permis d'éviter les problèmes en rapport avec des différentes morphologies fémorales.

Ces bons résultats pourraient être liés au dessin et au concept de blocage primaire de la tige Orphée. un blocage antéro-postérieur permet de s'affranchir des problèmes d'enfoncement excessif fréquemment rencontré avec les fémurs cylindriques ^{51, 58} ; bien que dans notre série la tige soit statistiquement plus enfoncée dans ces fémurs, cela n'influençait pas significativement le résultat final de la restitution exo-fémorale.

Une tige étroite évite une tenue diaphysaire des implants dans les fémurs en flûte à champagne (index>4,7 ; correspondant à une métaphyse large associée à un isthme étroit).

Ainsi, pour certains, cette variété de fémur serait fréquemment associée à des échecs mécaniques précoces en cas d'utilisation de pivots impactés possédant une tige distale volumineuse ³⁹. Ces échecs seraient la traduction d'un ancrage diaphysaire de l'implant associé à une déficience de la fixation secondaire au niveau de la métaphyse.

Ainsi, avant toute implantation d'un pivot fémoral , il semble prudent de vérifier que le dessin de celui-ci sera adapté au morphotype de la hanche (index de Noble).

Le dessin de l'implant est-il optimal ?

L'implantation d'une tige droite à section circulaire permet un positionnement rotatoire parfaitement contrôlé par l'opérateur lors de l'impaction. Ainsi l'antéversion de la tige peut être réglée en fonction de l'orientation de l'implant cotyloïdien afin d'assurer un jeu articulaire optimal entre les deux composants de l'arthroplastie permettant de réduire le risque de luxation. Les tiges droites à section quadrangulaire permettent également un contrôle de l'antéversion mais dans des proportions peu importantes en raison de leur encombrement médio-latéral. Leur stabilité antirotatoire est supérieure à celle des tiges à section circulaire pourvues de stries longitudinales ¹⁴. Par contre, une tige impactée anatomique ne permet pas le réglage de l'antéversion : la position du pivot dans le fémur est unique et imposée par la morphologie endostée de la métaphyse. L'antéversion est alors fournie par l'antétorsion propre à l'implant et échappe au contrôle de l'opérateur. Cette catégorie de tige est apparue à la fin des années 80 avec la théorie du *Fit and Fil* : le but était le remplissage maximal de la cavité fémorale afin d'espérer un contact optimal entre l'os et l'implant et d'assurer une parfaite stabilité antirotatoire ¹⁰⁶. Mais les études anthropométriques ont montré que les importantes variations anatomiques de l'extrémité supérieure du fémur ne permettent pas l'adaptation systématique de ce type d'implant. Ainsi, pour s'adapter à 1 mm près de la cavité endostée de l'extrémité supérieur de 99% des fémurs, il faudrait disposer, au minimum de 34 implants. Cet argument a initié le développement des implants fémoraux sur mesure, dérivés du même concept (*fit and fil*) et permettant, comme nous l'avons vu, une restitution anatomique quasi parfaite. Certains auteurs, se sont alors interrogés sur la conception de la partie proximale de ces implants : compte tenue de l'imprécision des coupes scannographiques (+/- 1mm à ce niveau), la surface de contact entre l'implant et la corticale ne serait pas supérieure à celle entre une tige droite et un os spongieux compacté ^{2, 22, 92}. De plus, des études cliniques ont montré que ces tiges (anatomiques et sur mesures) ne diminuaient pas la prévalence des douleurs de cuisse et ne prévenaient pas l'enfoncement ^{44, 64, 67, 90}. Nos résultats radio-cliniques à 1 an nous permettent de penser qu'un ancrage métaphysaire antéro-postérieur électif est adapté aux variations anatomiques les plus courantes et permet une distribution harmonieuse des contraintes. Ainsi, dans notre expérience, nous pensons qu'il vaut mieux adapter l'os à la prothèse que l'implant au fémur.

Une tige droite rainurée à section circulaire nous semble donc un bon compromis entre la stabilité et le positionnement rotatoire.

Nous avons vu précédemment que la présence d'une collerette pouvait gêner le réglage per-opératoire de la hauteur du pivot fémoral. De plus, sa présence ne prévient pas l'enfoncement secondaire des implants fémoraux, même en cas de contact avec le calcar ^{72, 77}; la tige pouvant basculer en valgus et le calcar se résorber. En outre, elle augmenterait les contraintes proximales en empêchant leur distribution harmonieuse à toute la région métaphysaire ¹⁰⁶. **Cet artifice destiné à limiter l'enfoncement nous apparaît comme une fausse sécurité, pouvant, au contraire, entraver le processus d'ostéointégration en atténuant l'impaction initiale ; celle-ci étant nécessaire à l'obtention d'un contact étroit entre l'os et l'implant.**

Nous avons déjà insisté sur l'utilité d'une queue fine, qui selon nous permet d'éviter les ancrages distaux avec les fémurs « en flûte à champagne ». L'implantation d'une tige volumineuse dans ce type de fémur est tout de même envisageable à condition de réaliser un alésage distal ; nous ne cautionnons pas cet artifice délétère vis à vis de la vascularisation endostée et contraire aux principes de l'ostéointégration et de l'épargne du capital osseux. De plus, l'utilisation d'une tige volumineuse et remplissante pourrait être génératrice de *Stress Shielding* en cas de stabilité proximale déficiente. Malgré cela, ces tiges à fort encombrement distal permettent un parfait centrage de l'implant dans le fémur et évitent la position varus. Mais ce travail a montré l'absence de répercussion radio-clinique connue à ce jour, liée à cette position.

Conclusion.

Ce travail a permis d'apporter une réponse aux trois questions posées initialement. Ainsi, malgré les enfoncements objectivés, il existe un faisceau d'arguments en faveur d'un processus débutant d'ostéointégration ; cette stabilité secondaire serait obtenue grâce à la fiabilité du système de blocage antéro-postérieur de l'implant. Néanmoins, seuls un recul plus important et une analyse des futures pièces explantées permettront de confirmer notre théorie.

Notre étude montre qu'une tige non cimentée permet une restitution anatomique au moins équivalente à celle d'un implant scellé. Une étude prospective à moyen et long terme permettrait de vérifier s'il existe un bénéfice en terme de résultat clinique et de longévité des implants lorsque la géométrie de la hanche après l'arthroplastie se rapproche de l'anatomie pré-opératoire.

Enfin, notre expérience, associée à une revue de la littérature, a montré que la position intra médullaire d'un pivot fémoral impacté n'avait pas la même importance que celle d'une tige cimentée.

Lors de l'implantation d'un pivot impacté, l'opérateur réalise un seul geste en tentant de régler simultanément l'enfoncement, l'antéversion et la position intra-médullaire du pivot. Ce travail montre que les conséquences (inhérentes à ces trois aspects) de ce geste unique sont indépendantes les unes des autres.

Annexe.

1. Score PMA.

Douleur :

Aucune	6
Rare et légère autorisant une marche normale	5
Autorisant 30 minutes de marche	4
Autorisant 20 minutes de marche	3
Autorisant 10 minutes de marche	2
N'autorisant que quelques pas	1
Imposant l'alitement	0

Mobilité :

Flexion de hanche (sans attitude vicieuse) > à 90°	6
75° à 85°	5
55° à 70°	4
35° à 50°	3
< à 35°	2
Attitude vicieuse : en rotation externe ou en flexion	-1
en rotation interne, abduction ou adduction	-2

Marche :

Aide : sans	6
une canne occasionnelle	5
une canne habituelle	4
une canne permanente	3
deux cannes	2
une canne béquille	1
Appui monopodal instable	-1

2. Score de HARRIS modifié.

Douleur :

Aucune	44
Occasionnelle (aucun retentissement sur les activités)	40
Légère (sans retentissement sur les activités habituelles mais nécessitant un antalgique de classe I)	30
Modérée (avec retentissement sur les activités ordinaires)	20
Marquée (retentissement important sur les activités et nécessitent des antalgiques de classe II)	10
Importante (impose l'alitement)	0

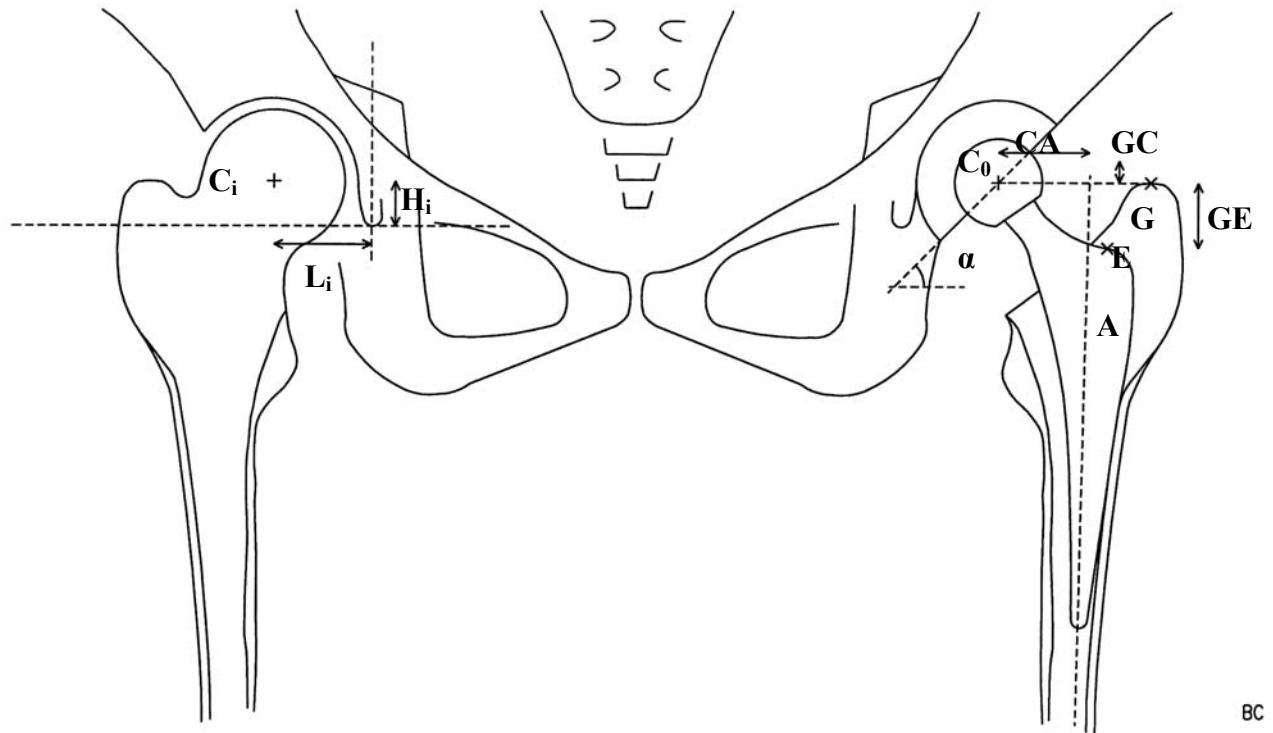
Fonction :

Périmètre de marche	Illimité	11
	De 30 minutes à 1 heure	8
	Inférieur à 30 minutes	5
	Limité au domicile	2
	Nul (lit-fauteuil)	0
Escalier	Normal	4
	Normal avec la rampe	2
	Marche par marche	1
	Impossible	0
Position assise	Tout siège > 1 heure	5
	Siège haut	3
	Jamais confortable	0
Chaussage	Facile	4
	Difficile	2
	Impossible	0
Montée en voiture	Facile	1
	Difficile	0
Aide à la marche	Aucune	11
	Une canne pour les longues marches	7
	Une canne pour sortir	5
	Une canne en permanence	3
	Deux cannes	0
Boiterie	Jamais	11
	Après les marches prolongées	8
	Constante mais modérée	5
	Importante	0

Mobilité :

Flexion	> à 90°	5
	70° à 90°	4
	50° à 70°	3
	30° à 50°	2
	< à 30°	1
Attitude vicieuse	Absence de flessum >à 30°	4
	Absence de rotation interne figée > à 10°	4
	Absence de Adduction figée > à 10°	4
	Absence d'inégalité de longueur >à 3 cm	4

3. Schéma récapitulatif des valeurs mesurées dans cette étude.



Radiographie du bassin de face : les différents paramètres étudiés.

A : axe diaphysaire du fémur ; C_i : centre de rotation idéal ; C_0 : centre de rotation de la hanche prothésée ; E : épaule de la prothèse ; G : sommet du grand trochanter ; H : hauteur du centre de rotation ; L : latéralité du centre de rotation ; α : angle d'orientation du cotyle ; CA : latéralité du fémur ; GC : hauteur du fémur ; GE : distance épaule-grand trochanter.

4. Histoire de la tige fémorale Orphée.

L'histoire de la tige fémorale Orphée commence dans le début des années 1980 par la création de l'implant fémoral BPR (acronyme des Professeurs Bainvel, Passuti et Rogez). Cette tige droite non cimentée, en alliage de titane sans effet de surface, était implantée en première intention chez les sujets jeunes. Sa forme à fort encombrement métaphysaire antéro-postérieur associée à des stries longitudinales anti-rotatoires lui garantissait une excellente tenue primaire. Malheureusement, l'absence d'ostéointégration aboutissait à un enfoncement progressif de l'implant dans le fémur. De plus, l'*offset* (col prothétique correspondant à la partie extra-médulaire de la prothèse) peu latéralisant était à l'origine d'un nombre important de luxations. Une seconde version recouverte d'hydroxyapatite n'a assuré qu'un sursis éphémère à cette prothèse.

Après abandon de la prothèse BPR, une seconde prothèse a vu le jour dans le service d'orthopédie. Celle-ci a été conçue en repensant le problème de l'*offset* et de la tenue secondaire de l'implant, tout en conservant le principe du blocage métaphysaire de la BPR. Ainsi, le volume métaphysaire, resté identique sur la nouvelle tige, a été recouvert d'un revêtement bioactif ; son extrémité distale a été affinée. L'*offset* a été redessiné à partir des mesures (latéralité et hauteur idéales pour chacune des tailles) réalisées sur 150 tiges BPR.

Les premières implantations de cette nouvelle prothèse impactée ont débuté en 1997. Un audit a été réalisé dans le service afin de donner un nom à cette prothèse. Le premier nom retenu était Corfem, extrapolation de « corps fémoral ». Ce nom s'est transformé en Orfem, puis a évolué en Orphée.

L'homonymie avec le héros de la mythologie grecque n'est donc que fortuite⁸⁵. Pourtant, Orphée était revenu des enfers en regardant derrière lui...

Bibliographie.

1. Albert T, Sharkey P, Chao W, Hume L, Rothman H.

Rotation affects apparent radiographic positioning of femoral components in total hip arthroplasty.
J Arthroplasty 1991; 6 Suppl : S67-71

2. d'Ambreville A, Lautridou P.

Etude comparative de deux séries de prothèses totales de hanche : hydroxyapatite Vs titane poreux.
Cahiers d'enseignement de la sofco. Paris : Elsevier ; 1994. p.159-65

3. Amstutz H, Nasser S, Kabo J.

Preliminary results of an off-the-shelf press fit stem. The anthropometric total femoral component using exact-fit principles.
Clin Orthop 1989 ;249:60-72

4. d'Antonio JA, Capello W, Crothers O, Jaffe W, Manley T.

Early clinical experience with hydroxyapatite-coated femoral implants.
J Bone Joint Surg [Am] 1992 ;74:995-1008

5. d'Antonio JA, Manley T.

Remodeling of bone around hydroxyapatite-coated femoral stems.
J Bone Joint Surg [Am] 1996 ;78:1226-34

6. Argenson JN, Kacem-Boudhar M, Aubaniac JM.

Etude radiographique de la géométrie extra-médullaire après arthroplastie totale de hanche.
Rev Chir Orthop Supl 31 p34

7. Barrack R, Jasty M, Bragdon C, Haire T, Harris W.

Thigh pain despite bone ingrowth into uncemented femoral stems.
J Bone Joint Surg [Br] 1992 ;74:507-10

8. Bauer T, Taylor S, Jiang M, Medendorp S.

An indirect comparaison of third-body wear in retrieved hydroxyapatite coated porous and cemented femoral components.
Clin Orthop 1994 ;298:11-8

9. Biedermann R, Krismer M, Stöckl B, Mayrhofer P, Ornstein E, Franzén H.

Accuracy of EBRA-FCA in the measurement of femoral components of total hip replacement.
J Bone Joint Surg [Br] 1999 ;81:266-72

10. Biedermann R, Stöckl B, Krismer M, Mayrhofer P, Ornstein E, Franzén H.

Evaluation of accuracy and precision of bone markers for the measurement of migration of hip prostheses. A comparison of conventional measurements.
J Bone Joint Surg [Br] 2001 ;83:767-71

11. Bloebaum R, Merrel M, Gutske K, Simmons M.

Retrieval analysis of a hydroxyapatite-coated hip prosthesis.
Clin Orthop 1991 ;267:97-102

12. Bloebaum R, Beeks D, Door L, Savary C, Dupont J, Hoffman A.

Complications with hydroxyapatite particulate separation in total hip arthroplasty.
Clin Orthop 1994 ;298:19-26

13. Bobyn D, Tanzer M, Krygier J, Dujovne A, Brooks E.

Concerns with modularity in total hip arthroplasty.
Clin Orthop 1994 ;298:27-36.

- 14. Bonnomet F, Delaunay C, Simon P, Lefebvre Y, Clavert P, Kapandji AI, Kempf JF.**
Comportement d'une tige fémorale droite en arthroplastie totale primaire non cimentée de la hanche chez les patients de moins de 65 ans.
Rev Chir Orthop 2001 ;87:802-14
- 15. Brooker A, Bowerman J, Robinson R, Riley L Jr.**
Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification.
J Bone Joint Surg [Am] 1973 ;55:1629-32
- 16. Bugbee W, Culpepper W, Engh CA Jr, Engh CA Sr.**
Long-term clinical consequences of stress shielding after total hip arthroplasty without cement.
J Bone Joint Surg [Am] 1997 ;79:1040-6
- 17. Bunker T, Esler C, Leach W.**
Rotator-cuff tears of the hip.
J Bone Joint Surg [Br] 1997 ;79:618-20
- 18. Burt C, Garvin K, Otterberg T, Jardon OM.**
A femoral component inserted without cement in total hip arthroplasty. A study of the Tri-Lock component with an average ten-year duration of follow-up.
J Bone Joint Surg [Am] 1998 ;80:952-60
- 19. Callaghan J, Dysart S, Savory C.**
The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis : two-year result of a prospective consecutive series.
J Bone Joint Surg [Am] 1988 ;70:337-46
- 20. Callaghan J.**
Current concept review. The clinical results and basis science of total hip arthroplasty with porous-coated prosthesis.
J Bone Joint Surg [Am] 1993 ;75:299-310
- 21. Campbell A, Rorabeck C, Bourne R, Chess D, Nott L.**
Thigh pain after cementless hip arthroplasty. Annoyance or ill omen.
J Bone Joint Surg [Br] 1992 ;74:63-6
- 22. Capello W.**
Fit the patient to the prosthesis. An argument against the routine use of custom hip implants.
Clin Orthop 1989 ;249:56-9
- 23. Charnley J.**
The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention.
J Bone Joint Surg [Br] 1972 ;54:77-87
Clin Orthop 1995 ;319:4-15
- 24. Cheng S, Davey JR, Inman R, Binnington A, Smith T.**
The effect of the medial collar in total hip arthroplasty with porous coated components inserted without cement.
J Bone Joint Surg [Am] 1995 ;77:118-23
- 25. de Cussac JB.**
Etude comparative de deux implants ne différant que par leur revêtement de surface.
Mémoire de DESCQ ;Nantes 1996
- 26. Delecrin J, Passuti N, Royer J, Rogez JM, Bainvel JV.**
Extensometry and primary anchorage of femur implants. Study of the upper metaphyseal intracortical support of the BPR cementless implant.
Acta Orthop Belg 1989 ;55:150-61

- 27. De Lee J, Charnley J.**
Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement.
Clin Orthop 1976 ;121:20-32
- 28. Donnelly W, Kobayashi A, Freeman MAR, Chin T, Yeoh H, West M, Scott G.**
Radiological and survival comparison of four methods of fixation of a proximal femoral stem.
J Bone Joint Surg [Br] 1997 ;79:351-60
- 29. Dubrana F, Lefevre C, Tran J, Hu W, Poureyron Y, Le Nen D.**
Calques préopératoires et prothèses totales de hanche.
Rev Chir Orthop 2000 ;86,Suppl II:35-6
- 30. Engh C, Bobyn J.**
The influence of stemsize and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty.
Clin Orthop 1988 ;231:7-28
- 31. Engh C, Bobyn J, Glassman A.**
Porous coated hip replacement. The factors governing bony ingrowth, stress shielding, and clinical results.
J Bone Joint Surg [Br] 1987 ;69:45-55
- 32. Engh C, Glassman A, Suthers K.**
The case for porous-coated hip implants. The Femoral side.
Clin Orthop 1990 ;261:63-81
- 33. Engh C, Massin P.**
Roentgenographic assessment of the biologic of porous-surfaced femoral components.
Clin Orthop 1990 ;257:107-28
- 34. Epinette JA, Geesink R, et le groupe AGORA.**
Etude radiographique des prothèses de hanche non cimentées. Proposition d'un nouveau système d'évaluation : le score ARA.
Hydroxyapatite et prothèses articulaires ; Cahiers d'enseignement de la Sofcot. Paris : Elsevier ; 1994. p.107-19
- 35. Fessy MH, Bejui J, Fischer LP, Bouchet A.**
The upper end of the femur: dimensions of the endosteal canal.
Surg Radiol Anat 1995 ;17:155-60
- 36. Frain P.**
Action mécanique de l'antéversion fémorale sur la hanche. Degré de validité de la théorie de Pauwels.
Rev Chir Orthop 1981 ;67:1-9
- 37. Frayssinet P, Hardy D, Tourenne F, Rouquet N, Delince P, Bonel G.**
Ostéo-intégration des prothèses à revêtement d'hydroxyapatite : analyse histologique.
Hydroxyapatite et prothèses articulaires ; Cahiers d'enseignement de la Sofcot. Paris : Elsevier ; 1994. p.132-8
- 38. Garcia-Cimbrelo E, Cruz-Pardos A, Madero R, Ortega M.**
Total hip arthroplasty with use of the cementless Zweymüller Alloclassic system.
J Bone Joint Surg [Am] 2003 ;85:296-303
- 39. Gacon G, Philippe MP, Ray A, Hummer J, Harrelier H, Dambreville A.**
Modularité metaphyso-diaphysaire et tiges fémorales sans ciments.
Rev Chir Orthop 2001 ;87:331-9
- 40. Geesink R.**
Hydroxyapatite-coated total hip prostheses.
Clin Orthop 1990 ;261:39-58

- 41. Geesink R, de Groot K, Klein C.**
Bonding of bone to apatite-coated implants.
J Bone Joint Surg [Br] 1988 ;70:17-21
- 42. Gouin F, Poteau F, Sauvage L, Delecrin J, Bainvel JV, Passuti N.**
Etude comparative à court terme d'un même implant fémoral, avec et sans hydroxyapatite.
Hydroxyapatite et prothèses articulaires ; Cahiers d'enseignement de la Sofcot. Paris : Elsevier ; 1994. p.178-81
- 43. Grünen T, Muneier G, Amstutz H.**
"Modes of failure" of cemented stem-type femoral components : a radiographic analysis of loosening.
Clin Orthop 1979 ;141:17-27
- 44. Haddad R, Skalley T, Cook S.**
Clinical and roentgenographic evaluation of noncemented porous-coated anatomic medullary locking 5AML° and porous-coated anatomic (PCA) total hip arthroplasties.
Clin Orthop 1990 ;258:176-82
- 45. Hamadouche M, Witvoet J, Porcher R, Meunier A, Sedel L, Nizard R.**
Hydroxyapatite-coated versus grit-blasted femoral stems. A prospective, randomised study using EBRA-FCA.
J Bone Joint Surg [Br] 2001 ;83:979-87.
- 46. Harris W.**
Traumatic arthrosis of the hip after dislocation and acetabular fractures : treatment by mold arthroplasty.
J Bone Joint Surg [Am] 1969 ;5:737-55
- 47. Howell G, Biggs R, Bourne R.**
Prevalence of abductor mechanism tears of the hips in patients with osteoarthritis.
J Arthroplasty 2001 ;16:121-23
- 48. Huetten D.**
Luxations et subluxations des prothèses totales de hanches.
Cahiers d'enseignement de la Sofcot. Paris : Elsevier ; 1999. p.69-81
- 49. Huiskes R.**
The various stress patterns of press fit, ingrowth, and cemented femoral stem.
Clin Orthop 1990 ;261:27-38
- 50. Jolles B, Zangger P, Leyvraz P.**
Factors predisposing to dislocation after primary total hip arthroplasty : a multivariate analysis.
J Arthroplasty 2002 ;17:282-8
- 51. Joshi RP, Eftekhari NS, McMahon DJ, Nercissian OA.**
Osteolysis after Charnley primary low-friction arthroplasty. A comparison of two matched paired groups.
J Bone Joint Surg [Br] 1998 ;80:585-90
- 52. Jinnah R, Amstutz H, Tooke S, Dorey F, Dalseth T.**
The UCLA Charnley experience : a long-term follow-up study using survival analysis.
Clin Orthop 1986 ;211:164-72
- 53. Karachalios T, Hartofilakidis G, Zacharakis N, Tsekoura M.**
A 12- to 18- year Radiographic Follow-up study of Charnley low-friction arthroplasty. The role of the center of rotation.
Clin Orthop 1993 ;293:140-7
- 54. Kärrholm J, Snorrason F.**
Subsidence, tip and hump micromovements of noncoated ribbed femoral prostheses.
Acta Orthop Scand 1990; (Suppl1) 239:85.

- 55. Kempf JF, Henky P, Disteldorf M, Babin SR, Schvingt E.**
Devenir à plus de 10 ans d'une série homogène de 467 prothèses totales de hanche de type Charnley-Müller. Etude de 167 cas revus.
 Rev Chir Orthop 1986 ;72:283-96
- 56. Kim YH.**
Cementless total hip arthroplasty with a close proximal fit and short tapered distal stem (third-generation) prosthesis.
 J Arthroplasty 2002 ;17:841-50
- 57. Kim Y, Oh SH, Kim J.**
Primary total hip arthroplasty with a second generation total hip prosthesis in patients younger than fifty years of age.
 J Bone Joint Surg [Am] 2003 ;85:109-114
- 58. Kobayashi S, Eftekhar NS, Terayama K.**
Predisposing factors in fixation failure of femoral prostheses following primary Charnley low friction arthroplasty. A 10- to 20-year followup study.
 Clin Orthop 1994 ;306:73-83
- 59. Kobayashi S, Donnelly W, Scott G, Freeman A.**
Early radiological observations may predict the long term survival of femoral hip prosthesis.
 J Bone Joint Surg [Am] 1997 ;79:583-9
- 60. Krismer M, Biedermann R, Stockl B, Fischer M, Bauer R, Haid C.**
The prediction of failure of the stem in THR by measurement of early migration using EBRA-FCA. Einzel-Bild-Roentgen-Analyse-femoral component analysis.
 J Bone Joint Surg [Br] 1999 ;81:273-80
- 61. Kroon P, Freeman M.**
Hydroxyapatite coating of hip prostheses : effect on migration into the femur.
 J Bone Joint Surg [Br] 1992 ;74:518-22
- 62. Laine H, Letho M, Moilanen T.**
Diversity of proximal femoral medullary canal.
 J Arthroplasty 2000 ;15:86-92
- 63. Lemaire R, Rodriguez A.**
Radiological study of the migration of prosthetic implants following hip arthroplasty.
 Acta Orthop Belg 1996 ;62 (Suppl 1):124-31
- 64. Lombardi A Jr, Mallory T, Eberle R, Mitchell M, Lefkowitz M, Williams J.**
Failure of intraoperatively customized non-porous femoral components inserted without cement in total hip arthroplasty.
 J Bone Joint Surg [Am] 1995 ;77:1836-44
- 65. Malchau H., Kärrholm J., Wang YX., Herberts P.**
Accuracy of migration analysis in hip arthroplasty : digitalized and conventional radiography, compared to radiostereometry in 51 patients.
 Acta Orthop Scand 1995 ;66:418-24
- 66. Mallory T, Lombardi A Jr, Leith J, Fujita H, Hartman J, Capps S, Kefauver C, Adams J, Vorys G.**
Minimal 10-year results of a tapered cementless femoral component in total hip arthroplasty.
 J Arthroplasty 2001 ;16 (Suppl1):49-54
- 67. Maric Z, Karpman R.**
Early failure of noncemented porous coated anatomic total hip arthroplasty.
 Clin Orthop 1992 ;278:116-20

68. Massin P, Astoin E, Lavaste F.

Influence de la géométrie proximale et de l'état de surface des prothèses fémorales de hanches cimentées sur les contraintes dans l'os et le ciment.

Rev Chir Orthop 2003 ;89:134-43

69. McBeath A, Foltz R.

Femoral component loosening after total hip arthroplasty.

Clin Orthop 1979 ;141:66-70

70. McBeath A, Schopler S, Narechania R.

Circumferential and axial strain in the proximal femur: effect of prosthesis type and position.

Clin Orthop 1980 ;150:301-5

71. McCollum D, Gray W.

Dislocation after total hip arthroplasty. Causes and prevention.

Clin Orthop 1990 ;261:159-70

72. McCutchen JW, Collier JP, Mayor MB.

Osteointegration of titanium implants in total hip arthroplasty.

Clin Orthop 1990 ;261:114-25

73. Merle D'Aubigné R.

Cotation chiffrée de la fonction de la hanche.

Rev Chir Orthop 1970 ;56:481-86

74. Müller M.

Lessons of 30 years of total hip arthroplasty.

Clin Orthop 1992 ;274:12-21

75. Mulliken B, Bourne R, Robareck C, Nayak N.

A tapered titanium femoral stem inserted without cement in a total hip arthroplasty. Radiographic evaluation and stability.

J Bone Joint Surg [Am] 1996 ;78:1214-25

76. Noble P, Alexander J, Lindahl L, Yew D, Granberry W, Tullos H.

The anatomic basis of femoral component design.

Clin Orthop 1988 ;235:148-65

77. Nistor L, Blaha D, Kjellström U, Selvik G.

In Vivo measurements of relative motion between an uncemented femoral total component and the femur by Roentgen Stereophotogrammetric Analysis.

Clin Orthop 1991 ;269:220-7

78. Passuti N.

Fixation à l'os sans ciment des prothèses.

Cahiers d'enseignement de la Sofcot. Paris : Elsevier ; 2001. p.51-62

79. Pauwels F.

Biomécanique de la hanche saine et pathologique. Principes, techniques et résultats d'une thérapeutique causale.

Springer-Verlag éditeur. Berlin ; 1977. p.1-20

80. Perrier C.

Reconstructions cotyloïdiennes par cupules sans ciment et biomatériaux.

Thèse de médecine. Nantes ; 2002.

81. Phillips NJ, Stockley I, Wilkinson JM.

Direct plain radiographic methods versus EBRA-Digital for measuring implant migration after total hip arthroplasty.

J Arthroplasty 2002 ;17:917-25

- 82. Pilliar R, Lee J, Miniatoopoulos C.**
Observations of the effects of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants.
Clin Orthop 1986 ;208:108-13
- 83. Pors R, Walker P, Spector M, Reilley D, Robertson D, Sledge C.**
Strategies for fixation of femoral components in total hip arthroplasty.
Clin Orthop 1988 ;235:181-94
- 84. Postel M, Courpied JP.**
Prothèses totales de hanches cimentées à 10 ans et plus.
Cahiers d'enseignement de la Sofcot. Paris : Elsevier ; 1983. p.72-83
- 85. Pouzadoux C.**
Contes et légendes de la mythologie grecque.
Nathan éditeur. Paris ; 1996.
- 86. Ramaniraka N, Rakotomanana L, Rubin P, Leyvraz PF.**
Arthroplastie totale non cimentée de la hanche : influence des paramètres extra-médullaires sur la stabilité primaire de l'implant et sur les contraintes à l'interface os/ciment.
Rev Chir Orthop 2000 ;86:590-97
- 87. Robareck C, Bourne R, Laupacis A, Feeny D, Wong C, Tugwell P, Leslie K, Bulas R.**
A double blind study of 250 cases comparing cemented with cementless total hip arthroplasty. Cost-effectiveness and its impact on health-related quality of life.
Clin Orthop 1994 ;298:156-64
- 88. Rieker J.**
Effect of third body abrasive wear particles on the wears behaviors of modern metal-on-metal articulation.
Annual meeting of the AAOS. San Francisco. 2001
- 89. Robertson D, Walker P, Hisano S, Zhou X, Granholm J, Pors R.**
Improving the fit of press fit hip stems.
Clin Orthop 1988 ;228:134-40
- 90. Robinson RP, Clark JE.**
Uncemented press-fit total hip arthroplasty using the Identifit custom-molding technique. A prospective minimum 2-year follow-up study.
J Arthroplasty 1996 ;11:247-54
- 91. Rosler J, Perka C**
The effect of anatomical positional relationships on kinetic parameters after total hip replacement.
Int Orthop. 2000 ;24:23-7.
- 92. Rubin P, Leyvraz PF, Aubaniac JM, Argenson JN, Esteve P, de Roguin B.**
The morphology of the proximal femur. A three-dimensional radiographic analysis.
J Bone Joint Surg [Br] 1992 ;74:28-32
- 93. Sakalkale D, Eng K, Hozack J, Rothman R.**
Minimum 10-Year results of a tapered cementless hip replacement.
Clin Orthop 1999 ;362:138-44
- 94. Schmalzried T, Jasty M, Harris W.**
Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty : polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space.
J Bone Joint Surg [Am] 1992 ;74:849-63
- 95. Schwartz D.**
Méthodes statistiques à l'usage des médecins et des biologistes.
Médecine-sciences. Paris : Flammarion ; 1963.

96. Smith S, Garvin K, Jardon OM, Kaplan P.

Uncemented total hip arthroplasty. Prospective analysis of the tri-lock femoral component.
Clin Orthop 1991 ;269:43-50

97. Soballe K, Toksvig-Larsen S, Gelineck J, Fruensgaard S, Hansen E, Ryd L, Lucht U, Bünger C.

Migration of hydroxyapatite coated femoral prostheses. A roentgen stereophotogrammetric study.
J Bone Joint Surg [Br] 1993 ;75:681-87

98. Soballe K, Hansen E, B-Rasmussen H, Bünger C.

Tissue ingrowth into titanium and hydroxyapatite coated implants during stable and unstable mechanical conditions.
J Orthop Res 1992 ;10:285-99

99. Soyer J, Avedikian J, Pries P, Clarac JP.

Comportement à long terme de l'implant fémoral de Charnley. Revue de 309 dossiers avec un minimum de 20 ans.
Rev Chir Orthop 1997 ;83:416-22

100. Sutherland C, Wilde A, Borden L, Marks K.

A ten-year follow-up of one hundred consecutive Müller curved-stem total hip replacement arthroplasties.
J Bone Joint Surg [Am] 1982 ;64:970-82

101. Tapadiya D, Walker R, Schurman DJ.

Prediction of outcome of total hip arthroplasty based on initial postoperative radiographic analysis. Matched, paired comparisons of failed versus successful femoral components.
Clin Orthop. 1984 ;186:5-15

102. de Thomasson E, Guingaud O, Tenacher R, Mazel C.

Complications après prothèse totale de hanche. Série de 181 patients consécutifs.
Rev Chir Orthop 2001 ;87:477-88

103. de Thomasson E, Mazel C, Guingaud O, Tenacher R.

Etude critique des résultats de la planification préopératoire sur l'anatomie de la hanche prothésée.
Rev Chir Orthop 2002 ;88:229-35

104. Vidalain JP.

Le système corail en chirurgie primaire. Sept années d'expérience du groupe Artro.
Hydroxyapatite et prothèses articulaires ; Cahiers d'enseignement de la Sofcot. Paris : Elsevier ; 1994. p.185-95

105. Walker P, Mai SF, Cobb A, Bentley G, Hua J.

Prediction of clinical outcome of THR from migration measurements on standard radiographs : a study of cemented Charnley and Stanmore femoral stems.
J Bone Joint Surg [Br] 1995 ;77:705-14

106. Walker P, Robertson D.

Design and fabrication of cementless hip stems.
Clin Orthop 1988 ;235:25-34

107. Willert HG, Buchhorn U, Zichner L.

Clinical experience with Müller total hip endoprotheses of different design and material.
Arch Orthop Trauma Surg 1980 ;97:197-203

108. Williams J, Gottesman M, Mallory T.

Dislocation of the hip arthroplasty : treatment with above-knee hip spica cast.
Clin Orthop 1982 ;171:53-8

109. Yoder S, Brand R, Pedersen D, O'Gorman T.

Total hip acetabular component position affects component loosening rates.
Clin Orthop 1988 ;228:79-87

NOM : **SOUBIGOU**

PRENOM : **Luc**

RESTITUTION ANATOMIQUE ET DISPOSITION INTRA-OSSEUSE D'UNE TIGE
IMPACTEE A BLOCAGE ANTERO-POSTERIEUR.

RESUME

L'utilisation d'un pivot fémoral impacté à blocage antéro-postérieur apparaît comme une solution aux problèmes de variation anatomique de l'extrémité supérieure du fémur.

Notre série regroupe 116 pièces fémorales à blocage sagittal et revêtement proximal HAP avec suivi prospectif moyen de 10,5 mois.

Malgré un enfoncement moyen de 2 mm, les résultats cliniques et radiographiques au dernier recul sont en faveur d'une stabilité par repousse osseuse. La géométrie fémorale extra-médullaire est restituée à 5 mm près dans 37,4 % des cas. Nous n'avons pas trouvé de relation entre les résultats fonctionnels et la qualité de la restitution anatomique de l'arthroplastie. La position varus d'une tige impactée n'est pas un facteur prédictif de la survenue d'évènements radio-cliniques à court terme.

MOTS-CLEFS

PIVOT FEMORAL IMPACTE

HYDROXYAPATITE

BLOCAGE ANTERO-POSTERIEUR

GEOMETRIE FEMORALE EXTRA-MEDULLAIRE