



HAL
open science

Optimisation du positionnement des implants lors d'arthroplastie totale de hanche primaire

Anthony Viste

► **To cite this version:**

Anthony Viste. Optimisation du positionnement des implants lors d'arthroplastie totale de hanche primaire. Ingénierie biomédicale. UNIVERSITE DE LYON, 2012. Français. NNT : . tel-00992316

HAL Id: tel-00992316

<https://theses.hal.science/tel-00992316>

Submitted on 23 Feb 2015

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

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

N° d'ordre 322-2012

Année 2012

THÈSE

Présentée devant l'Université Claude Bernard Lyon-1

École Doctorale MEGA

Pour l'obtention du

DIPLÔME DE DOCTORAT

(Arrêté du 7 août 2006)

Spécialité BIOMÉCANIQUE

Présentée et soutenue publiquement le 18 décembre 2012

Par : **M. Anthony VISTE**

OPTIMISATION DU POSITIONNEMENT DES IMPLANTS LORS D'ARTHROPLASTIE

TOTALE DE HANCHE PRIMAIRE

Directrice de Thèse : Pr CHEZE Laurence

Codirecteur : Pr FESSY Michel-Henri

JURY

M^{me} CHEZE Laurence	Professeur des Universités, Université Lyon 1
M. FESSY Michel-Henri	Professeur des Universités, Université Lyon 1
M. FONTAINE Christian	Professeur des Universités, Université Lille 2
M. MERTL Patrice	Professeur des Universités, Université de Picardie Jules Verne
M. FARIZON Frédéric	Professeur des Universités, Université Jean Monnet, St Étienne
M. LUSTIG Sébastien	Praticien Hospitalier Universitaire, Université Lyon 1

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1

Président de l'Université

M. François-Noël GILLY

Vice-président du Conseil d'Administration

M. le Professeur Hamda BEN HADID

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

M. le Professeur Philippe LALLE

Vice-président du Conseil Scientifique

M. le Professeur Germain GILLET

Secrétaire Général

M. Alain HELLEU

COMPOSANTES SANTE

Faculté de Médecine Lyon Est – Claude Bernard

Directeur : M. le Professeur J. ETIENNE

Faculté de Médecine et de Maïeutique Lyon Sud – Charles
Mérieux

Directeur : Mme la Professeure C.BURILLON

UFR d'Odontologie

Directeur : M. le Professeur D. BOURGEOIS

Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques

Directeur : Mme la Professeure C. VINCIGUERRA.

Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation

Directeur : M. le Professeur Y. MATILLON

Département de formation et Centre de Recherche en Biologie
Humaine

Directeur : M. le Professeur P. FARGE

COMPOSANTES ET DEPARTEMENTS DE SCIENCES ET TECHNOLOGIE

Faculté des Sciences et Technologies

Directeur : M. le Professeur F. De MARCHI

Département Biologie

Directeur : M. le Professeur F. FLEURY

Département Chimie Biochimie

Directeur : Mme le Professeur H. PARROT

Département GEP

Directeur : M. N. SIAUVE

Département Informatique	Directeur : M. le Professeur S. AKKOUCHE
Département Mathématiques	Directeur : M. le Professeur A. GOLDMAN
Département Mécanique	Directeur : M. le Professeur H. BEN HADID
Département Physique	Directeur : Mme S. FLECK
Département Sciences de la Terre	Directeur : Mme la Professeure I. DANIEL
UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives	Directeur : M. C. COLLIGNON
Observatoire de Lyon	Directeur : M. B. GUIDERDONI
Polytech Lyon	Directeur : M. P. FOURNIER
Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique	Directeur : M. G. PIGNAULT
Institut Universitaire de Technologie de Lyon 1	Directeur : M. C. VITON
Institut Universitaire de Formation des Maîtres	Directeur : M. R. BERNARD
Institut de Science Financière et d'Assurances	Directeur : Mme la Professeure V. MAUME-DESCHAMPS

REMERCIEMENTS

A nos Maîtres et Membres du Jury :

Au Professeur Laurence Chèze

Pour votre exceptionnelle disponibilité malgré votre emploi du temps bien chargé,

Pour vos connaissances inestimables en biomécanique et votre aide constante sur nos travaux,

Soyez assuré de notre profond respect et toute notre reconnaissance.

Au Professeur Michel-Henri Fessy

Pour nous avoir confié ce travail inextinguible, en espérant que les résultats vous satisferont même si ce n'est que le début.

Pour votre aide quotidienne dans l'apprentissage de la Chirurgie, de la Recherche et de l'Anatomie.

Soyez assuré de tout notre respect et notre sincère reconnaissance.

Au Professeur Christian Fontaine

Pour l'honneur que vous nous faites en acceptant de juger ce travail,

Pour votre compagnonnage en Anatomie durant les cours de Lille et les planches aux Saints-Pères,

Soyez assuré de notre respect et de notre grande reconnaissance.

Au Professeur Patrice Mertl

Pour nous honorer de votre présence à ce jury et en tant que rapporteur,

Pour vos grandes connaissances en Chirurgie Orthopédique

Soyez assuré de notre profonde reconnaissance et considération.

Au Professeur Frédéric Farizon

Pour avoir accepté de juger ce travail en tant que rapporteur,

Pour votre inestimable connaissance de la chirurgie orthopédique et en particulier de la hanche prothétique,

Soyez assuré de notre respectueuse reconnaissance.

Au Docteur Sébastien Lustig

Pour ta présence à ce jury,

Pour ta générosité et ton sens du compagnonnage,

Pour nos collaborations passées et futures...sois assuré de toute mon amitié.

A Mr Philippe VEZIN : Pour votre accueil bienveillant au sein de l'IFSTTAR (ex-INRETS) et votre disponibilité, pour votre aide et soutien à notre égard, soyez assuré de tout notre respect et de notre reconnaissance.

A Mr David MITTON: Pour ton enthousiasme au sein du laboratoire, pour les séances de dissection à Bron, que notre collaboration perdure malgré des emplois du temps chargés, sois assuré de toute ma gratitude.

A Kevin MOULIN: Pour ta précieuse aide dans les calculs de matrices pour notre dernière étude

A Rodolphe TESTA : pour ton aide sur le côté pratique de toutes ces études sur une articulation que tu as appris à découvrir

Aux docteurs BÉRARD JB et TROUILLET F : pour notre collaboration sur ces études

A Aurélie et Robin, les 2 grands Amours de ma vie, pour cette belle année 2012 et toutes celles qui vont suivre !

A ma famille, mes parents Elisabeth & Jean, mon frère Cédric & Hélène, notre tante Christiane et tonton Raymond, Michel

A toute l'équipe d'Orthopédie du CHLS

RÉSUMÉ

Optimisation du positionnement des implants lors d'arthroplastie totale de hanche primaire

La prothèse totale de hanche est considérée comme l'une des plus importantes avancées médicales du XX^{ème} siècle. L'objectif de ce travail était d'étudier l'orientation anatomique des structures constituant l'articulation de la hanche et d'ensuite analyser la position des implants des prothèses totales de hanche afin d'améliorer l'implantation des composants prothétiques dans le but de réduire les phénomènes de luxation, usure, fracture et douleurs inhérents à cette chirurgie. Une étude de l'orientation anatomique du ligament transverse de l'acetabulum, du labrum et des cornes a été réalisée. Ensuite nous nous sommes intéressés au composant fémoral avec des études radiographique et tomodensitométriques de l'antéversion fémorale. Nous avons essayé de mesurer l'antéversion fémorale prothétique à partir d'une radiographie de face. Ensuite, nous avons démontré que le scanner était un moyen fiable pour localiser le centre de la tête du fémur en comparaison avec un système Motion Analysis et un bras Faro. Enfin, nous avons mesuré l'antéversion fémorale avant et après PTH ainsi que la situation du centre de tête fémorale avant et après arthroplastie. Le but était d'analyser la possibilité de reproduire, avec une tige prothétique droite, l'antéversion fémorale native. Des applications pratiques de mesure de l'amplitude de mouvement prothétique ont permis de connaître, dans des cas de luxation prothétique, si le positionnement des implants était le facteur causal. Une application clinique a montré qu'en cas de positionnement non optimal de l'implant acétabulaire, l'incidence des fractures d'insert céramique était augmentée.

Mots Clés : Orientation des implants ; prothèse de hanche ; luxation ; usure.

ABSTRACT

Optimization of components' positioning in primary total hip arthroplasty

Total hip arthroplasty is one of the most important innovations of the 20th century. The aim of this study was to evaluate the anatomical orientation of articular structures of the hip and then to analyze component's positioning in order to improve the implantation of prosthetic components to minimize dislocation, wear, fracture and pain. The anatomical orientation of transverse acetabular ligament, labrum and horns was studied. Femoral component orientation was assessed with the help of X-rays and CT-scan. We measured femoral anteversion with AP X-rays. Then, we demonstrated that CT-scan was an accurate method to localize femoral head center in comparison with Motion Analysis and Faro. Femoral anteversion and femoral head center were assessed before and after surgery. The goal was to analyze the restoration of femoral anteversion after THA with a straight cementless stem. Some cases of THA dislocations were evaluated with measurement of prosthetic ROM. It allowed us to know whether implant positioning was the risk factor of dislocation. A clinical observation showed that in case of cup malpositioning, the rate of ceramic liner fractures increased.

Keywords: orientation; total hip arthroplasty; dislocation; wear

INTITULÉ ET ADRESSE DU LABORATOIRE

Université Lyon1/IFSTTAR, UMR_T9406, Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs,

25 avenue François Mitterrand, Case 24

69675 Bron Cedex

Sommaire

INTRODUCTION	4
PREMIERE PARTIE : NOTIONS D'ANATOMIE.....	5
ANATOMIE DESCRIPTIVE ET TOPOGRAPHIQUE DE LA HANCHE NATIVE ET PROTHETIQUE.....	5
<i>La tête du fémur</i>	5
<i>L'acetabulum</i>	6
DEUXIEME PARTIE LES COMPOSANTS D'UNE PTH.....	7
CHAPITRE 1 LA CUPULE ACETABULAIRE.....	7
<i>Définitions</i>	7
<i>Plans de référence pour l'orientation de la cupule</i>	9
<i>Orientation fonctionnelle du bassin</i>	10
<i>Calculs du positionnement</i>	13
CHAPITRE 2 LA TIGE FEMORALE	18
<i>Définitions</i>	18
<i>La longueur du membre</i>	20
<i>Calculs du positionnement</i>	21
CHAPITRE 3 : RECOMMANDATIONS DE POSITION	24
<i>Basées sur le pourcentage de luxation</i>	24
<i>Critiques des zones de sécurité</i>	25
<i>Basées sur l'anatomie</i>	26
<i>Basées sur les amplitudes de mouvement</i>	26
<i>Antéversion combinée</i>	26
TECHNIQUES DE POSITIONNEMENT ACTUELLES.....	27
<i>Conventionnelle</i>	27
<i>Chirurgie assistée par ordinateur (navigation)</i>	27
LIMITES DE L'ORIENTATION OPTIMALE THEORIQUE DES COMPOSANTS.....	28
TROISIEME PARTIE : EFFET CAME.....	30
CHAPITRE 1 : LA LUXATION DE PTH.....	30
<i>Causes</i>	30

<i>Mécanismes</i>	31
<i>Biomécanique et tribologie</i>	35
<i>Localisation de l'effet came</i>	36
<i>Amplitudes de mouvement</i>	36
CHAPITRE 2 LES DOULEURS	42
CHAPITRE 3 LE SQUEAKING.....	42
<i>Causes</i>	42
<i>Mécanismes</i>	43
QUATRIEME PARTIE POSITIONNEMENT DE LA CUPULE	44
CINQUIÈME PARTIE LE POSITIONNEMENT DE LA TIGE FÉMORALE.....	45
CHAPITRE 1 : CALCUL RADIOGRAPHIQUE DE L'ANTÉVERSION DU COL PROTHÉTIQUE.....	45
CHAPITRE 2 : COMPARAISONS TDM PRE ET POST-OPERATOIRES DE L'ANTEVERSION DU COL FEMORAL	54
<u>ETUDE 1</u>	54
<u>ETUDE 2</u>	60
<u>ETUDE 3</u>	72
CHAPITRE 3 L'OFFSET FEMORAL.....	77
SIXIEME PARTIE : POSITIONNEMENT COMBINÉ DES IMPLANTS.....	84
SEPTIEME PARTIE : VARIATION DES PARAMETRES DE LA BALANCE PELVIENNE SAGITTALE SELON LA POSITION	88
APPLICATION CLINIQUE	92
REFERENCES	94
PUBLICATIONS	105

INTRODUCTION

La prothèse totale de hanche (PTH) est considérée comme la révolution du XXème siècle en chirurgie [1]. Elle permet, entre autres, de soulager les douleurs liées à la coxarthrose. Son succès ne se dément pas : un million par an dans le monde dont 145.000 PTH primaires implantées en France. Aux Etats-Unis, 285.000 PTH par an sont mises en place avec des prévisions de 572.000 PTH en 2030.

L'histoire de la PTH commence réellement, il y a 50 ans, en 1962, avec John Charnley et le concept de « *low friction arthroplasty* » : une tête de 22.225 mm métal en face d'une cupule en polyéthylène cimentée. Cette association a prouvé son efficacité au fil du temps malgré l'apparition de la supposée « maladie du ciment » qui s'est avéré être la « maladie du polyéthylène ». En effet, le polyéthylène s'use et les débris générés sont, à l'état microscopique, phagocytés par les macrophages responsables des réactions d'ostéolyse péri-prothétiques. C'est pourquoi la principale complication a été, pendant longtemps, le descellement aseptique des implants [2].

Pour pallier cet inconvénient ont été utilisées dans les années 1970 des prothèses à couple de frottement métal-métal (abandonnées, à l'époque, à cause d'une usure prématurée) puis des prothèses à couple céramique-céramique (alumine ou zircone) dès 1970 avec Pierre Boutin [3]. L'usure des céramiques est minime (0.025 mm/an [4]) et les débris sont biologiquement inertes. Après l'ère du descellement aseptique apparaît l'ère de la luxation.

La luxation tend à devenir la première cause de révision de PTH devant le descellement aseptique et l'infection : 22.5% aux Etats-Unis [5], 31.5 % en Australie [6]. La prévalence de la luxation de PTH primaire varie de 1 à 9% [7-10] et après reprise de PTH de 9 à 21% [11-13]. Seize à 65% des luxations deviennent récurrentes, nécessitant une reprise chirurgicale [14-17].

C'est à partir de ce constat de prédominance de la luxation aujourd'hui avec les couples de frottement dits « dur-dur » que nous nous sommes intéressés au positionnement des implants. En effet, il est la principale cause de luxation, est opérateur-dépendant donc potentiellement modifiable. De plus, le bon positionnement permet une meilleure fonction articulaire, une plus grande longévité des implants (usure [18,19], descellement) tout en restaurant une anatomie, une cinématique et une biomécanique normales de la hanche.

PREMIERE PARTIE : NOTIONS D'ANATOMIE

ANATOMIE DESCRIPTIVE ET TOPOGRAPHIQUE DE LA HANCHE NATIVE ET PROTHETIQUE

La hanche, ou articulation coxo-fémorale, est une articulation synoviale sphéroïde congruente mettant en jeu la tête du fémur et l'acetabulum. Les surfaces articulaires sont recouvertes de cartilage articulaire hyalin qui possède un coefficient de friction très faible. Avant de parler de la position idéale des implants d'une prothèse totale de hanche, il est indispensable de connaître l'orientation anatomique de la tête du fémur et de l'acetabulum natifs.

La tête du fémur

Elle représente 2/3 d'une sphère d'environ 50 mm de diamètre. Elle est attachée à la métaphyse supérieure du fémur par le col du fémur.

Version anatomique

Billing [20] et Murphy [21] ont défini l'antéversion fémorale (figure 1). Le long axe du fémur est la ligne définie par 2 points : le centre du genou K (centroïde de la métaphyse fémorale distale sur une coupe des condyles) et le centre de la base du col du fémur O. L'axe du col fémoral est défini par 2 points : le centre de la tête du fémur H et le centre de la base du col du fémur O. Le plan d'antéversion est le plan contenant le long axe du fémur et l'axe du col. L'axe condylien est la ligne parallèle aux points les plus postérieurs des condyles passant par K. le plan condylien contient l'axe condylien et le long axe du fémur. L'angle d'antéversion est l'angle entre le plan d'antéversion et le plan condylien dans le plan transversal.

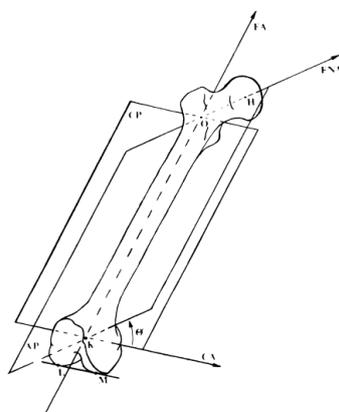


Figure 1. Antéversion anatomique du fémur (Billing)

L'antéversion anatomique varie de 8° [22] (femmes : 8.1°, hommes : 7.94°, droite : 8.5°, gauche : 7.5°) à 10° [23] (hommes : 10.2°±6.9°, femmes : 10.7°±6.5°).

Angle cervico-diaphysaire

C'est l'angle entre l'axe du col du fémur et l'axe diaphysaire. Il est, en moyenne, de $125^{\circ} \pm 4.8^{\circ}$ [24]. Radiographiquement, il varie selon la rotation : de $122.8^{\circ} \pm 5.7^{\circ}$ en rotation médiale (pied en dedans) à $124.2^{\circ} \pm 6^{\circ}$ en rotation neutre (rotule au zénith).

L'acetabulum

Ce n'est pas une simple hémisphère. C'est pourquoi l'angle de version (orientation dans un plan transversal entre l'axe sagittal et l'axe de l'acetabulum défini par la perpendiculaire au plan passant par les parois antérieure et postérieure) est influencé par les points de mesure le long d'une ligne courbe.

Anatomie de la paroi antérieure (figure 2)

Quatre configurations distinctes ont été décrites par Maruyama [24] : incurvée (60%, B), angulaire (25%, C), irrégulière (10%, D) et droite (5%, A).

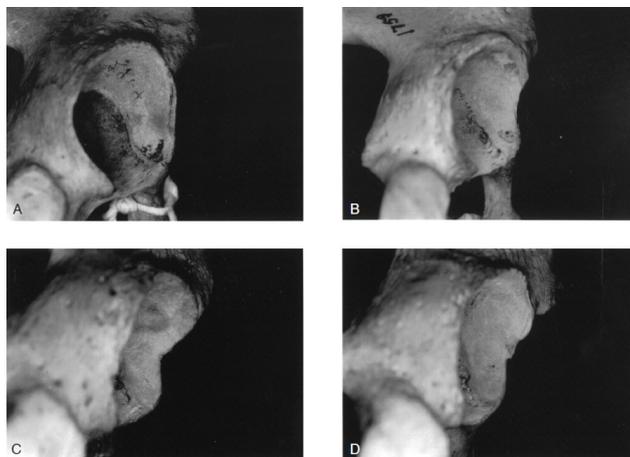


Figure 2.- Quatre différents aspects morphologiques de la paroi antérieure de l'acetabulum (Maruyama)

Version anatomique

L'angle de version acétabulaire est de $+19.9^{\circ} \pm 6.6^{\circ}$ ($7-42^{\circ}$). Il est significativement plus important chez la femme ($21.3^{\circ} \pm 7.1^{\circ}$) que chez l'homme ($18.5^{\circ} \pm 5.8^{\circ}$) [24]. Cela pourrait expliquer le taux de luxation de PTH plus important chez les femmes.

Inclinaison anatomique

C'est l'orientation dans un plan frontal : angle entre le plan acétabulaire et un axe transversal. L'angle d'inclinaison est plus important chez la femme que chez l'homme (38.9° vs 37.8°).

DEUXIEME PARTIE LES COMPOSANTS D'UNE PTH

Le positionnement inclut le siège (topographie) et l'orientation des composants.

CHAPITRE 1 LA CUPULE ACETABULAIRE

Définitions

L'orientation acétabulaire est définie par son inclinaison et sa version. Mais pas uniquement : l'orientation se rapporte aussi à la médialisation ou latéralisation par rapport au U radiologique de Calot [25]. La version acétabulaire a été décrite par Le Damany dès 1908 : sur une section transversale, elle est représentée par l'angle entre la tangente des bords antérieur et postérieur et l'axe sagittal. Yoon [26] a insisté sur la nécessité de préciser la définition de l'angle et du plan de référence lorsqu'il est question d'orientation de composants d'une PTH.

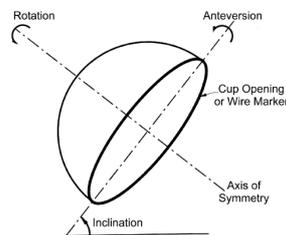


Figure 3.- Description des 3 rotations d'une cupule (Derbyshire [27]).

L'inclinaison correspond à l'angle formé entre le plan acétabulaire et l'horizontale (figure 3).

En 1986, Ackland [28] définissait 2 types d'antéversion : antéversion *vraie* (ou *anatomique*, plan transversal) et antéversion *planaire* (ou *radiographique*, plan oblique). En 1993, Murray [29] a défini 3 types d'antéversion (figures 4 et 5).

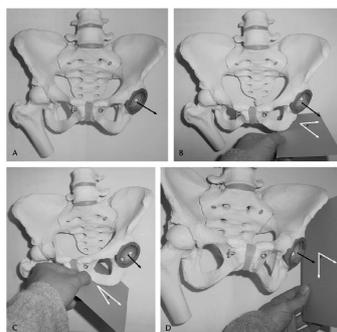


Figure 4. Différentes antéversions (Liaw [30]) : A : l'axe acétabulaire est perpendiculaire au plan acétabulaire, B : Antéversion anatomique, C : antéversion radiographique, D : antéversion opératoire.

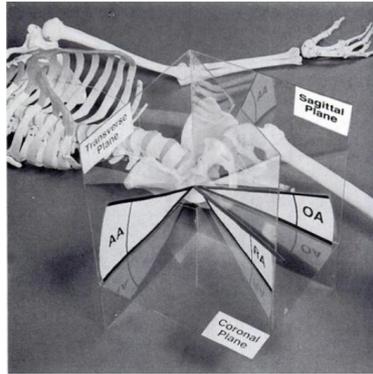
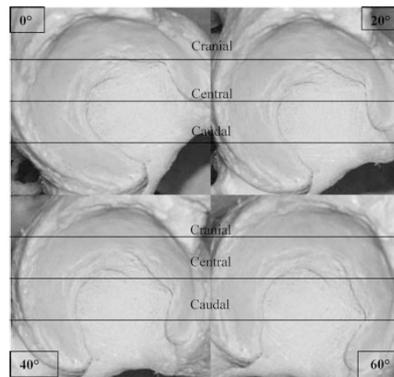


Figure 5.- Trois différentes antéversions (Murray [29])

Zilber [31] a mesuré la version acétabulaire à différents niveaux de coupe de l'acetabulum (crânial, milieu et caudal) dans 4 différentes positions de tilt pelvien (gradient sacré selon Legaye et Duval-Beaupère de 0°, 20°, 40° et 60°) (figure 6).



	Parallel section on superior platform of S1	Sitting position (20° sacral gradient)	Standing position (40° sacral gradient)	Lying position (60° sacral gradient)
Caudal anteversion	52° (5) $p=0.03$ $p=0.01$	48° (8.4) $p<0.01$ $p<0.01$	31° (11) $p<0.01$ $p=0.01$	15° (8) $p=0.02$
Central anteversion	45° (6) $p<0.01$ NS	36° (6.3) $p<0.01$ $p=0.05$	26° (7.2) $p<0.01$ NS	11° (11) $p<0.01$
Cranial anteversion	44° (5) $p<0.01$	39° (8) $p<0.01$	26° (12) $p<0.01$	2° (10)

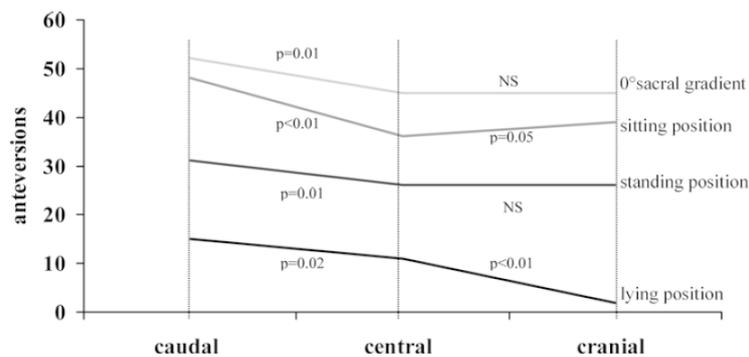


Figure 6. Version acétabulaire selon le niveau de coupe acétabulaire (Zilber)

Le dernier élément important à mesurer concernant le positionnement de la cupule est l'**offset acétabulaire**. Il est défini par la distance entre le centre de rotation de l'acetabulum et le milieu de la symphyse pubienne.

Plans de référence pour l'orientation de la cupule

Yoon [26] dénombre 2 plans de référence utilisés dans la littérature : le plan du corps et le plan pelvien (figure 7).

Plan du corps

Pour définir une direction, nous devons définir un système basé sur 3 axes orthogonaux. L'orientation du corps est utilisée pour définir un système de référence. Ces axes sont appelés céphalo-caudal, antéro-postérieur et médio-latéral. Les principaux plans sont définis par paires d'axes : sagittal (axes céphalo-caudal et antéropostérieur), horizontal (axes antéro-postérieur et médio-latéral) et coronal (axes médio-latéral et céphalo-caudal). Ce référentiel est plus adapté lorsqu'il faut analyser les charges supportées sur la cupule selon la gravité. Cependant l'orientation pelvienne n'est pas fixe dans ce référentiel à cause des variations de lordose et du degré d'extension de la hanche lors de l'appui. La bascule pelvienne varie également pour un même patient selon la posture et l'activité. Puisque la position de la cupule par rapport au sol varie avec la position du pelvis, les mesures radiographiques d'orientation, peu fiables, sont dues à la variabilité inter et intra-individuelle.

Plan pelvien

Un référentiel anatomique peut être défini par rapport au pelvis afin de décrire les orientations acétabulaires, indépendantes de la position du sujet par rapport au sol. Un plan possible est celui du plateau de la première vertèbre sacrée (S1) [32] mais le plus utilisé est basé sur le plan pelvien antérieur.

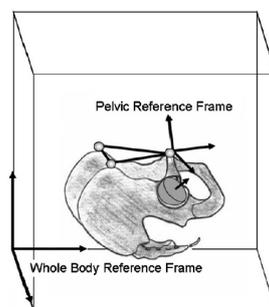


Figure 7. Définition des plans corps entier et pelvien (Yoon [26])

Le plan pelvien antérieur (PPA) est le plan anatomique le plus communément utilisé en chirurgie prothétique ainsi qu'en biomécanique. Son utilisation *in vivo* est difficile puisque les repères osseux

habituellement aisément palpables peuvent être surmontés d'une couche de parties molles gênant sa perception (figure 8). Ainsi, une erreur de 4 mm dans la définition d'une EIAS est suivie d'une erreur de 7° d'antéversion en navigation.[33]

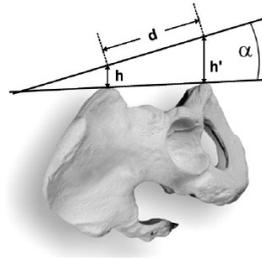


Figure 8.- Angle correctif du PPA.

H : épaisseur tissus mous sur l'EIAS, **h'** sur la symphyse pubienne, **d** distance entre EIAS et symphyse.

Orientation fonctionnelle du bassin

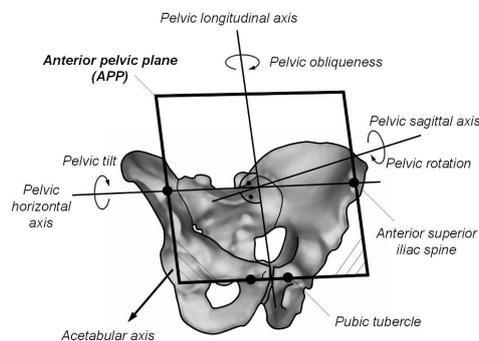


Figure 9.- Axes de mobilités pelviennes (Tannast [34])

Définitions

L'incidence pelvienne (IP) : angle entre la perpendiculaire au plateau sacré passant par son centre et la droite entre milieu du plateau sacré et centre de l'axe bi-coxo-fémoral.

Le tilt pelvien (TP) ou version pelvienne (VP) : angle entre verticale passant par le centre des têtes fémorales et droite entre ce même point et milieu du plateau sacré.

La pente sacrée (PS) : angle entre la tangente au plateau sacré et l'horizontale. C'est le meilleur paramètre d'orientation du bassin.

$$\mathbf{IP=VP+PS}$$

Lazennec [32] a défini l'angle sacro-acétabulaire (SA) : somme pente sacrée et bascule acétabulaire sagittale. Il est également la somme de l'angle d'incidence sacrée et de l'angle d'incidence cotyloïde [35].

L'incidence sacrée, l'incidence cotyloïde et l'angle sacro-acétabulaire sont des angles anatomiques qui ne dépendent pas de la position du bassin.

Positions

Couché, le bassin bascule en avant, ce qui diminue l'antéversion acétabulaire. Assis, le bassin bascule en arrière, ce qui augmente la version acétabulaire. Pour chaque 1° de modification de version pelvienne, la version acétabulaire varie de 0.5° à 0.7°.

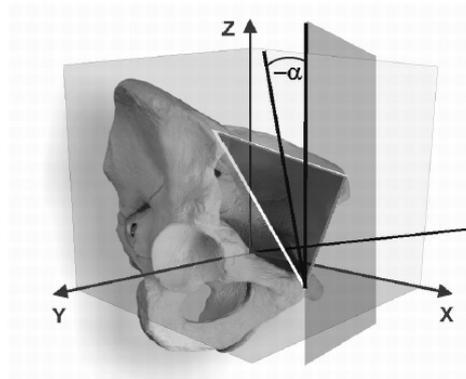


Figure 10.- Tilt pelvien (Lembeck [36])

Shon [37] a validé la pente sacrée comme paramètre fiable pour mesurer les modifications posturales du bassin. Les changements de bascule pelvienne expliquent comment le bassin s'adapte à la posture afin d'augmenter les amplitudes de mouvement lors des activités. La bascule postérieure, lors de la position assise, permet une plus grande flexion de la hanche sans effet came osseux.

Tannast [38] a trouvé que la position neutre correspond à une bascule pelvienne de 60°. Il a proposé de connaître la bascule et la rotation pelviennes à partir de radiographies de face (figure 11): la distance b permet de connaître la rotation pelvienne mais la distance a est variable selon la morphologie du sacrum et donc moins bien corrélée à la bascule. Il faut avoir une radiographie de profil afin de calibrer la distance a avec la bascule pelvienne pour chaque individu.

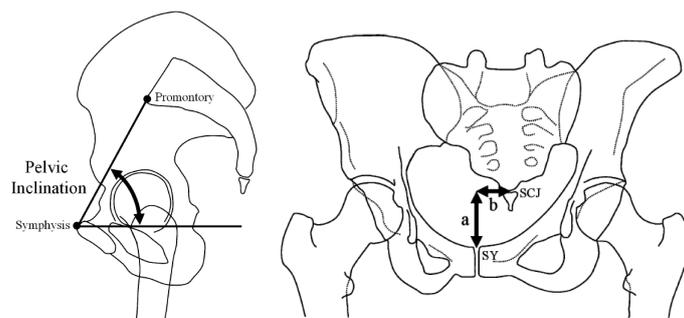


Figure 11. Bascule et rotation pelviennes (Tannast)

Pinoit [39] retrouvait le PPA vertical dans moins de 50% des cas avec un tilt de 5° dans 38% et de 10° dans 13%. Les modifications entre la position couchée, debout et assise semblaient imprévisibles. Selon Lembeck [36], couché, l'inclinaison pelvienne était de -8° et debout de -12°. Il corrigeait la mesure de la position du PPA en fonction de la couche de parties molles en utilisant un échographe (erreur de 4.4° en moyenne).

D'après Rousseau [40], il faut relier l'orientation acétabulaire au plateau sacré, comme l'avait proposé Lazennec [32], plutôt qu'au plan pelvien antérieur dont la variabilité n'est pas corrélée à l'orientation pelvienne. Le PPA semble être une mauvaise estimation de l'orientation fonctionnelle du bassin. Pour la navigation, il paraît plus judicieux de prendre en compte le lien unique entre PPA et PS, spécifique à chaque patient, afin que la planification soit basée sur la PS.

En orthostatisme, le plan pelvien antérieur se situe dans 38% des cas en dehors d'une fourchette de $\pm 5^\circ$ par rapport à la verticale [39]. En passant à la position couchée, l'angle PPA/verticale passe de 1.20° à -2.25° .

Un patient avec une hyperlordose lombaire nécessite plus d'antéversion, inversement en cas de cyphose (figure 12). L'antéversion se réduit progressivement durant le tilt antérieur du pelvis.

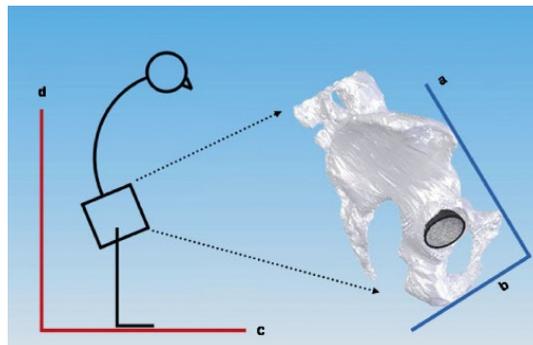


Figure 12.- Spondylite ankylosante (Tang [41])

En décubitus dorsal, la lordose lombaire est diminuée et la flexion pelvienne est accentuée. En post-opératoire quand le patient s'assoit ou se lève, la flexion pelvienne est diminuée, l'acetabulum devient plus horizontal et une luxation antérieure est moins probable. Les rotateurs externes préviennent alors la luxation postérieure.

En décubitus latéral, la lordose lombaire s'écrase et le pelvis peut être à plus de 35° de flexion. Entre la position debout et le décubitus latéral, la lordose diminue de 20-35°. Si la cupule est orientée de 15-20° de flexion par rapport à l'axe longitudinal du corps, quand le patient se lèvera la lordose étant rétablie, le pelvis s'étendra et la cupule sera rétroversée de 10-15°. Cette rétroversion combinée au détachement des rotateurs externes pourra entraîner une luxation postérieure si la hanche est fléchie.

De plus, le décubitus latéral rend difficile l'obtention d'une inclinaison désirée. L'acetabulum est en adduction de 10-15°. Si la cupule est placée à 45°, l'abduction debout sera augmentée de 10-15°.

Calculs du positionnement

Antéversion de la cupule

1. Radiographies standard

Les différentes méthodes de calcul existantes à partir d'une radiographie de bassin de face sont :

- McLaren [42] :

$$\text{Anteversion} = \arcsin\left(\frac{a}{b}\right)$$

- Ackland[28],

$$\text{Anteversion} = \arcsin\left[\frac{2y}{2\sqrt{2ax-x^2}}\right]$$

Un angle droit est tracé au milieu du diamètre de l'ellipse a/2. La distance à l'intersection du bord est b/2. Une tangente est tracée jusqu'au diamètre. La distance des 2 bords le long de cette tangente est y. x est la distance du bout de l'ellipse à la section entre la tangente et le diamètre.

- Hassan [43] :

$$\text{Anteversion} = \arcsin\left[\frac{x/D}{\sqrt{(x/D-x^2/D^2)}}\right]$$

Où D est le diamètre maximal de l'ellipse. Une tangente est tracée à angle droit jusqu'au diamètre. La distance de cette tangente entre le diamètre et le bord de l'ellipse est y/2. X est la distance de la fin de l'ellipse à la section entre la tangente et le diamètre.

- Pradhan[44] :

$$\text{Anteversion} = \arcsin\left(\frac{p}{0.4D}\right)$$

Où D est le diamètre maximal de l'ellipse de l'implant acétabulaire. Une ligne est tracée perpendiculairement au bord de la cupule à 1/5^{ème} de son diamètre. La distance, le long de cette ligne, entre le diamètre maximal et le bord de la cupule est notée p.

- Widmer [45] :
$$\text{Anteversión} = \arcsin\left(\frac{b}{TL}\right)$$

Où une ligne perpendiculaire au grand diamètre est tracée à partir du sommet jusqu'au bord. La distance entre ces 2 points est TL. La distance entre les 2 rebords de la cupule le long de cette ligne est b.

Avec les composants métal back, cette technique est peu reproductible. Néanmoins, Marx la considère comme supérieure aux 4 précédentes formules (en utilisant la tomodensitométrie comme gold standard).

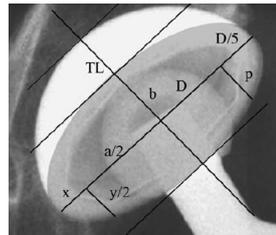


Figure 13.- Synthèse de 5 méthodes de mesure de l'antéversion acétabulaire (Marx [46])

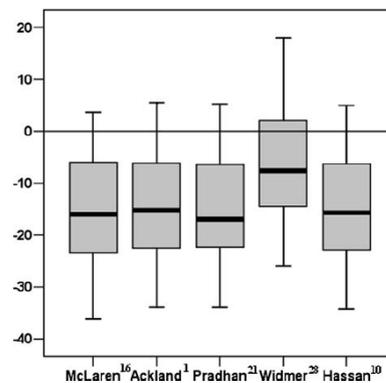


Figure 14.- Comparaison avec la tomodensitométrie de 5 méthodes radiographiques de calcul de l'antéversion acétabulaire (Marx [46])

- Visser et Konings[47]: il mesure à partir de radiographies standard l'antéversion ($\alpha = \arcsin s/d$) et l'inclinaison ($\beta = \arcsin q/s$) acétabulaires (s intersection avec l'axe Y, d diamètre de la cupule, q petit axe de l'ellipse, p grand axe de l'ellipse).

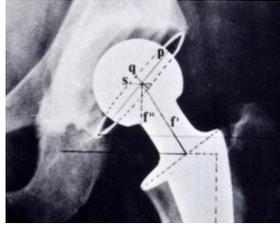


Figure 15. Visser et Konings

- Yao [48]: mesure sur une incidence axio-latérale de la hanche: rayon horizontal, 30°céphalique (flexion de la hanche controlatérale). Connaissant l'angle du rayon et l'inclinaison radiographique, les antéversions conventionnelles peuvent être dérivées de la version axio latérale (nomogrammes). Si le rayon est à 0°, version axio-latérale=version opératoire.

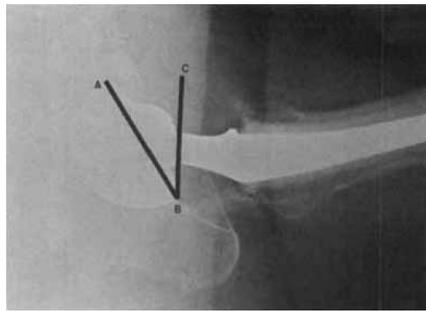


Figure 16 Yao

Conclusions sur la mesure Radiographique de l'antéversion acétabulaire

Les études sur le positionnement des cupules prothétiques ont été en grande majorité réalisées en s'aidant de radiographies post-opératoires [49-51]. Différents algorithmes, basés sur la projection de la cupule comme une ellipse sur le film, aident à calculer son orientation. L'erreur de calcul augmente avec l'augmentation de l'antéversion de la cupule.

Un des problèmes est que la position variable du bassin peut induire des erreurs significatives concernant les calculs réalisés [34,52-55], en particulier pour les calculs de version [34,46]. Pour pallier ces inconvénients, il serait nécessaire de réaliser des radiographies de profil simultanément. L'utilisation, et peut-être la généralisation, du système EOS® (BioSpace) pourrait être très profitable dans cette perspective avec le bénéfice d'une faible irradiation des patients.

L'autre erreur est due à la divergence des rayons X qui sont généralement centrés sur la symphyse pubienne [27,56]. Widmer [45] a montré qu'une cupule avec une antéversion nulle sur une radiographie a en réalité 5.46° d'antéversion anatomique et 4 à 5° d'antéversion radiographique. Selon la géométrie, les images centrées sur la hanche devraient conduire à des valeurs plus importantes.

Ackland et Pradhan suggèrent d'ajouter 5° d'antéversion avec les radiographies centrées sur la symphyse mais n'apportent pas de preuve à leur proposition. L'erreur n'est pas linéaire : elle augmente avec l'angle d'antéversion et est affectée par l'angle d'inclinaison. Il ne peut donc y avoir de correction simple pour atteindre une valeur correcte.

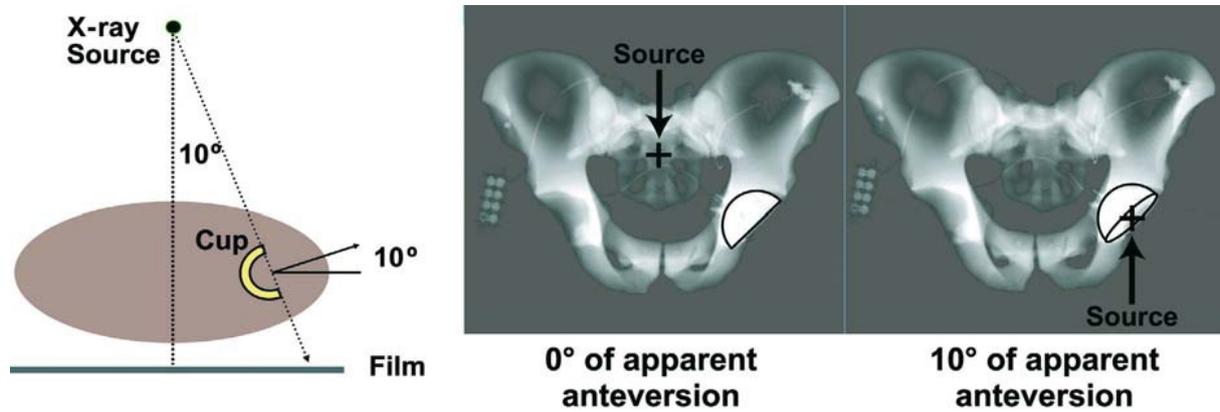


Figure 17. Effet de la dispersion des rayons X sur la mesure de l'orientation de la cupule selon la position de la source radiologique (Jaramaz)

2. Tomodensitométrie

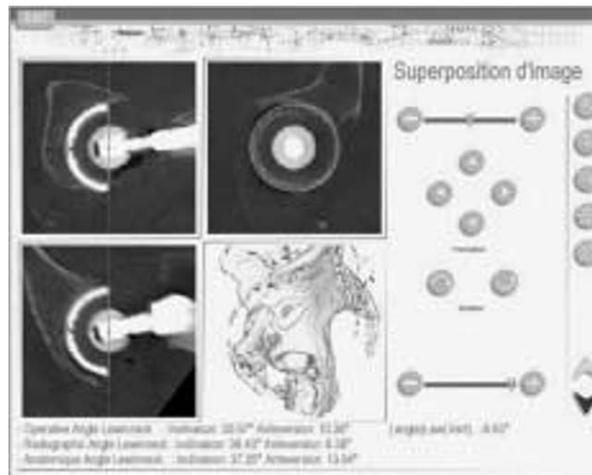


Figure 18. Cotyle evaluator® (Praxim-Medivision, La Tronche)

Wines [57] a défini l'antéversion comme l'angle entre une ligne passant par les bords antérieur et postérieur de la cupule et le plan sagittal (perpendiculaire à une ligne connectant 2 points identiques sur chaque côté du bassin).

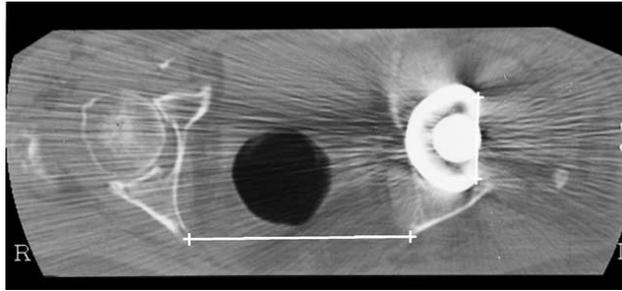


Figure 19. Plan de référence pour mesurer l'antéversion acétabulaire (Wines)

Steppacher [58] la mesurait en superposant un modèle 3D du bassin avec une radiographie de face.



Figure 20. Superposition d'un modèle 3D du bassin (Steppacher)

Olivecrona [59] transforme des images scanner en images 3D afin de standardiser la position du bassin en une position neutre où le plan de Lewinnek (et celui des tubérosités ischiatiques) est horizontalisé afin de calculer l'orientation de la cupule.

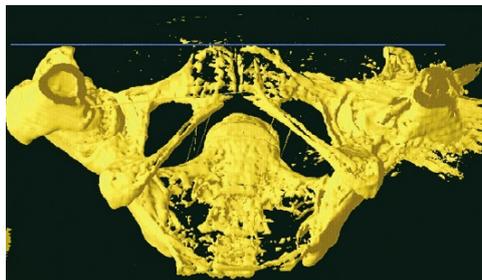


Figure 21. Bassin 3D horizontalisé selon le plan pelvien antérieur (Olivecrona)

Inclinaison de la cupule

Elle est habituellement mesurée par rapport à une ligne passant par les ischions.

CHAPITRE 2 LA TIGE FÉMORALE

Définitions

Trois éléments anatomiques vont influencer la biomécanique prothétique de la hanche [60] :

1. L'antéversion du col du fémur

C'est la rotation vers l'avant du col fémoral par rapport à l'axe anatomique de la diaphyse. Elle augmente l'amplitude de flexion et de rotation médiale avant que le col n'entre en contact avec le bord acétabulaire. La plupart des tiges sur le marché ne comportent pas d'antéversion dans la tige, l'antéversion étant donnée lors de l'implantation : choisie dans le cas des prothèses cimentées ou non dans le sans-ciment où la tige « descend » sans (ou avec une très modérée) possibilité d'orientation par l'opérateur. Des études récentes ont renforcé notre idée de l'incapacité du chirurgien à contrôler l'antéversion d'une tige sans ciment. L'inflexibilité de la position de la tige avait été suggérée par D'Lima dans son étude en éléments finis. Le fémur a une antéversion variable du col et une courbure antérieure variable, ce qui influence l'antéversion de la tige en relation avec l'axe fémoral. Plus le fémur est courbé en avant, moins grande sera l'antéversion relative par rapport au fémur. Certaines tiges sur le marché ont une antéversion prédéfinie au niveau du col de la prothèse.

2. L'offset fémoral

C'est la distance entre le centre de rotation de la tête du fémur et l'axe anatomique diaphysaire fémoral (figure 22). Il est lié au bras de levier des muscles abducteurs. La mesure radiographique de l'offset fémoral est influencée par cette antéversion et par la courbure du fémur.

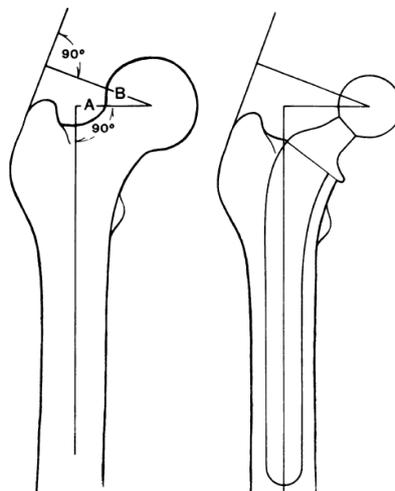


Figure 22.- Offset fémoral (A) et bras de levier des abducteurs (B) (McGrory [61])

Les avantages d'augmenter l'offset sont d'augmenter l'amplitude de mouvement, d'améliorer la fonction des abducteurs et d'éviter un effet came fémur-pelvis. Si l'antéversion fémorale est

d'importance pour les amplitudes de mouvement, l'offset est primordial pour diminuer l'instabilité prothétique [62] en rétablissant la fonction des abducteurs. Charnley croyait que la restauration de la tension tissulaire était l'élément le plus important pour éviter la luxation. Il recommandait d'attacher le grand trochanter 1 cm plus en avant et plus latéralement afin d'augmenter la tension des abducteurs. Il conseillait de rétablir le centre de la tête fémoral au niveau du sommet du grand trochanter et si nécessaire de rallonger le membre de 1 cm afin de retendre les tissus.

De plus en plus de prothèses dites avec offset ou latéralisées sont disponibles afin de reproduire une meilleure biomécanique de la hanche du patient. Pour la plupart de ces tiges, le gain d'offset est obtenu par la réduction de l'angle cervico-diaphysaire (ACD). Plus l'ACD est grand, plus l'antéversion de la cupule doit être importante (figure 23). Pour une antéversion fémorale de 15°, chaque degré d'ACD en moins nécessite 2° d'antéversion acétabulaire en plus. Les faibles ACD nécessitent moins d'antéversion et plus d'inclinaison acétabulaires (figure 24). Une tige ne doit pas avoir plus de 135° d'ACD [63]. Les tiges avec un ACD proche de la physiologie (125-130°) permettent une inclinaison moins importante, ce qui assure une couverture maximale de la tête et donc un risque minimal de luxation postéro-supérieure. Cela aussi indique que le changement peropératoire entre une tige standard et latéralisée alors que la cupule est déjà en place doit conduire à une réorientation de la cupule. C'est pourquoi il semble plus sage d'implanter la tige en premier car l'orientation de la cupule est plus flexible [64]. Cette diminution de l'ACD entraîne une réduction de la hauteur verticale de la tige et doit être compensée par un col prothétique plus long afin d'éviter les inégalités de longueur.

L'augmentation de l'offset amène une tension des tissus mous pour une meilleure stabilité articulaire. De plus, cela réduit les forces des muscles abducteurs lors de la phase monopodale de la marche conduisant à une charge réduite sur la hanche (balance de Pauwels) et une réduction de l'usure des matériaux [61,65]. D'un autre côté, un offset augmenté augmente le moment de rotation autour du long axe de la tige et donc augmente les contraintes de fixation dans le canal médullaire ou dans le manteau de ciment [66]. Un offset augmenté peut augmenter les contraintes à la partie proximale et médiale du fémur. En outre, un offset important latéralise le grand trochanter, ce qui peut amener à une bursite (friction avec le fascia lata). Il vaut donc toujours mieux rétablir la biomécanique individuelle sans déviation substantielle par rapport à la planification préopératoire.

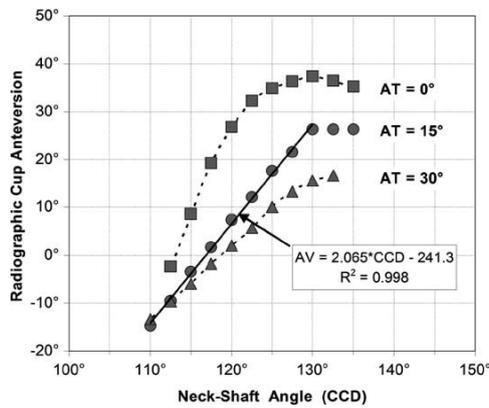


Figure 23.- Relation entre angle cervico-diaphysaire et antéverson de la cupule (Widmer [63]).

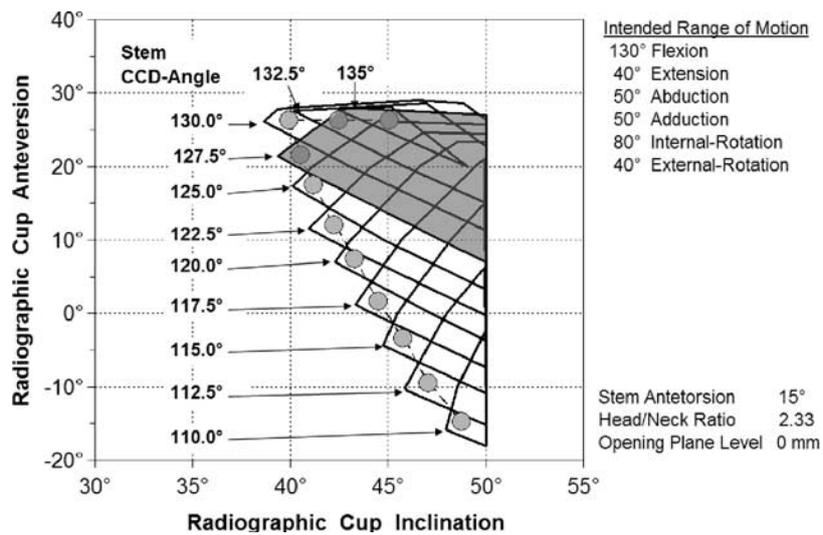


Figure 24.- Relation ACD et orientation de la cupule (Widmer)

3. Le ratio tête-col

C'est le rapport entre le diamètre de la tête et du col. Plus ce rapport est grand, plus l'articulation a d'amplitude de mouvement avant que le col ne « frappe » le bord acétabulaire. Un ratio minimal de 2 est recommandé pour atteindre une amplitude de mouvement physiologique. L'utilisation de cols ultra-longs n'est pas recommandée car ils favorisent la luxation [67].

La longueur du membre

Fackler et Poss [62] ont rapporté que les hanches stables étaient 1.5 mm plus longues que les hanches instables. Coventry [68] a retrouvé le contraire dans 25% des cas. Woo et Morrey [69] n'ont pas retrouvé de corrélation.

Calculs du positionnement

Antéversion

1. Radiographie

Morrey[9] a déclaré que la rotation du composant fémoral était difficile, si ce n'est impossible, à mesurer radiographiquement.

Visser et Konings [47] :

$$\gamma = \arccos \frac{f'}{f}$$

(f' longueur du col mesurée et f longueur du col connue).

Maini a mesuré 30 hanches saines : $+16.31^\circ$ (de $+4.6^\circ$ à $+34.6^\circ$) (hommes 17.43° , femmes 14.84°). Il a ensuite mesuré l'angle d'antéversion de hanches avec PTH : par voie antérieure, l'angle d'antéversion fémoral était de $9.3^\circ \pm 6.2^\circ$ et par voie postérieure $18.2^\circ \pm 9.6^\circ$.

2. Tomodensitométrie

La définition de l'antéversion a été décrite en détail par Billing [20] en 1954. Le long axe du fémur est la ligne définie par 2 points : le centre du genou K : centroïde de la métaphyse fémorale distale sur une coupe des condyles fémoraux, et le centre de la base du col du fémur O : centroïde de la diaphyse fémorale sur une coupe de la base du col.

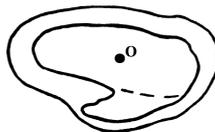


Figure 25.- Centroïde O

La principale difficulté réside dans la définition de l'axe du col fémoral dont dépend le résultat de l'angle d'antéversion. En effet, les coupes TDM sont transversales et donc coupent le col obliquement. La coupe transverse du col est une image 2D et ne peut servir à déterminer l'axe 3D du col. L'axe du col n'intersecte pas l'axe longitudinal du fémur [70]. L'axe du col ne passe pas par le centre de la tête du fémur [22] (distance de 1.5 mm selon Sugano [71]). L'antéversion est sous-estimée avec des coupes proximales du col et surestimée avec les coupes plus distales.

Amuwa [72] a mesuré l'antéversion de la tige par tomodensitométrie dans 82 PTH : moyenne de $10.7^\circ \pm 7.6^\circ$ (-8.6 à 27.1°), sans détail sur la technique de mesure.

Wines [57] définit l'antéversion fémorale comme l'angle entre une ligne à travers le milieu du col fémoral et la partie postérieure des condyles médial et latéral.

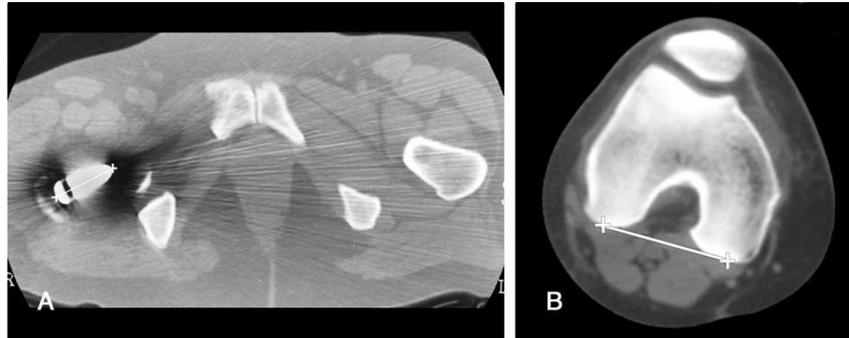


Figure 26 Mesure TDM de l'antéversion fémorale (Wines)

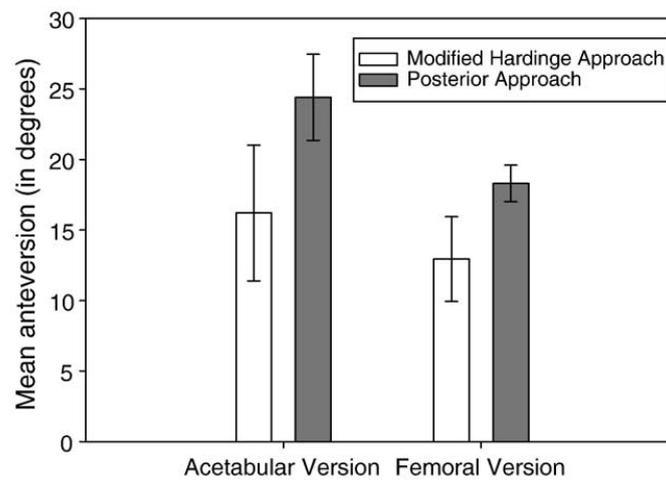


Figure 27.- Mesures TDM (Wines)

Murphy [21] a trouvé que la définition du plan condylien constituait également un problème. Il existe 4 méthodes TDM différentes pour définir ce plan en utilisant 3 points. Un point sur l'axe du fémur est utilisé. Une droite dont la définition diffère selon la méthode (figure 28) :

- points les plus postérieurs des condyles (méthode A) ;
- points les plus médial et latéral des condyles (Weiner [73]) (méthode B) ;
- les 2 centroïdes des condyles sur une coupe (méthode C) ;
- la bissectrice de l'angle entre 2 tangentes tracées l'une par rapport au point le plus antérieur et l'autre au point le plus postérieur des condyles (Hernandez [74]) (méthode D).

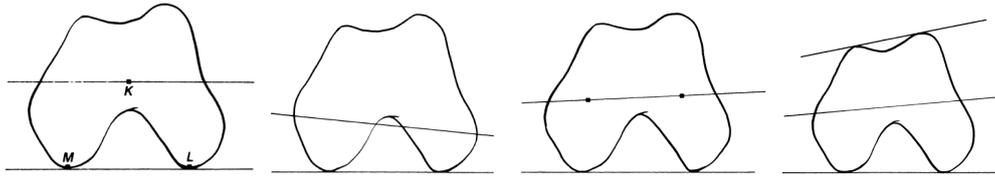


Figure 28. Plans condyliens (Murphy)

Murphy a comparé 2 méthodes de définition de l'axe du col du fémur (figure 29) :

- la méthode traditionnelle a entre le centre de la tête du fémur et le centre du col sur une coupe unique ;
- 2 coupes, l'une passant par le centre de la tête et une autre coupe passant par la base du col.

La méthode traditionnelle sous-estime l'antéversion d'environ 9° en moyenne ($6-12^\circ$). La seconde méthode surestime l'antéversion de 0.1° en moyenne.

Les méthodes A et C sont les moins influencées par les modifications de hauteur de coupe à travers les condyles.

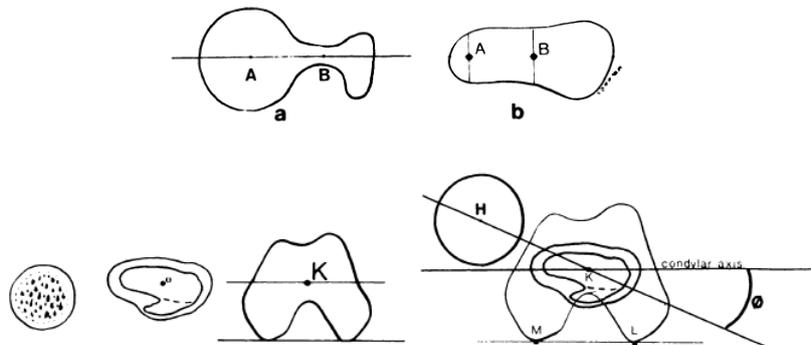


Figure 29.- Méthode de mesure TDM préconisée par Murphy [21]

Sugano [71] a rapporté qu'une coupe juste sous la tête fémorale était suffisamment précise (sous-estimation de $1.5-31^\circ$). Il a comparé 3 méthodes TDM avec un modèle 3D de référence. La méthode de Weiner sous-estimait l'antéversion de 6.4° alors que celle de Murphy la surestimait de 6.3° . La méthode plus fiable était celle de Reikeras (2° de sous-estimation).

La large gamme de version de la tige a été confirmée par Wines et McNicol avec des scanners post-opératoires. Ils ont retrouvé des versions de -15° à $+45^\circ$, avec une moyenne de $+16.8^\circ$. Une moyenne de $+16.5^\circ$ (-30° à $+37^\circ$) a été mesurée par Pierchon.

CHAPITRE 3 : RECOMMANDATIONS DE POSITION

Le positionnement correct des implants est spécialement important dans les couples dur-dur où les composants doivent être soigneusement alignés afin que l'effet came col-cupule soit évité.

Basées sur le pourcentage de luxation

Auteurs	Voie d'abord	Inclinaison cupule	Antéversion cupule	Antéversion fémorale
Charnley	Trans-trochantérienne	45°	0°	5°
Biedermann[75]	Antérolatérale	45°	15° (radiologique)	-
Lewinnek[50]	Postérieure	40°±10°	15°±10° (radiologique)	-
McCollum[2]	Postérieure	30-50°	20-40°	-
Dorr[14]	Postérieure ou antérolatérale	<55°	15-30°	-
Ali Khan[76]	-	<50°	<15° (radiologique)	-
Muller	-	20-25°		-
Harkess	-	45°	15±5°	-
Eftekhah	Trans-trochantérienne	-	15°	-
Fackler[62]	Postérieure	40°	25-30°	-
Harris [77]	-	30°	20°	-

Tableau 1. Recommandations de la littérature

Pierchon [78] a comparé les orientations mesurées par scanner entre un groupe luxation (n=38) et un groupe contrôle (n=14). Il n'a pas trouvé de différence d'orientation des composants entre les 2 groupes : inclinaison cupule 44.5° (30 à 68) vs 43.6°, antéversion cupule 24.4° (-5 à 45°) vs 22.3°, antéversion col 16.5° (-30 à 37°) vs 14° et l'antéversion combinée 41° (-20 à 75°) vs 36.6°. L'angle d'antéversion des cupules 24.4° était supérieur à l'antéversion native 5.4° (-25 à 24°).

La plupart des méthodes des industriels, permettant l'orientation de la cupule, sont conçues pour fournir 45° d'inclinaison et 20° d'antéversion opératoires par rapport au plan pelvien antérieur. Ce référentiel n'est pas exactement défini dû aux différences anatomiques des patients et au positionnement incorrect sur la table d'opération [33]. Une inclinaison opératoire de 40° est considérée comme la meilleure cible car cela permet une erreur de 5°. Atteindre 40° d'inclinaison avec une couverture osseuse satisfaisante requiert une médialisation ou un déplacement supérieur du centre de

rotation acétabulaire. Le centre peut être médialisé de 7.5 mm ou déplacé crânialement de 13 mm sans conséquences cliniques. En déplaçant le centre de rotation en-dedans ou en-haut, cela entraîne une couverture qui évite un contact col-cupule mais cela réduit la longueur et l'offset de la hanche entraînant un contact os-os. Les solutions sont une coupe fémorale plus haute, une tête plus longue et/ou une tige high-offset.

Yoon [26] a uniformisé (en termes de plan de référence et définition d'antéversion) les résultats de 9 articles définissant une zone de sécurité pour le placement de la cupule.

Summary of conventions used and recommended safe zones

References	# dislocated vs # control	Original			Unified	
		Inclination	Anteversión	Pelvic tilt	Inclination (RI)	Anteversión (RA)
Lewinnek et al. (1978)	9:102	30–50(RI)	5–25 (RA)	0	30.0–50.0	5.0–25.0
McCollum and Gray (1990)	5:436	30–50 (RI)	20–40 (OA)	–8	28.3–48.0	9.3–26.3
Dorr and Wan (1998)	39:22	–55 (RI)	10–25 (RA)	–4	–54.0	7.2–22.2
Seki et al. (1998)		30–50 (RI)	10–30 (RA)	–8	28.8–48.1	3.9–23.8
Jolles et al. (2002)	21:21	–50 (RI)	20– (OA)	–4	–48.9	12.4–
Widmer and Zurfluh (2004)		40–45 (RI)	20–28 (RA)	–8	38.1–42.8	14.0–22.0
Yoshimine (2005)		35–55 (RI)	10–30 (RA)	–8	33.6–52.9	4.3–24.2
Biedermann et al. (2005)	127:114	35–55 (RI)	5–25 (RA)	–4	34.5–54.2	2.2–22.2
Masaoka et al. (2006)	10:307		20–30 (RA)	–4		16.9–26.9
Averaged		33.3–51.2	13.3–29.1		32.2–49.9	8.4–24.1
Standard error		1.7–1.3	2.2–1.8		1.6–1.4	1.7–0.7

RI: radiographic inclination, RA: radiographic anteversion, OA: operative anteversion.

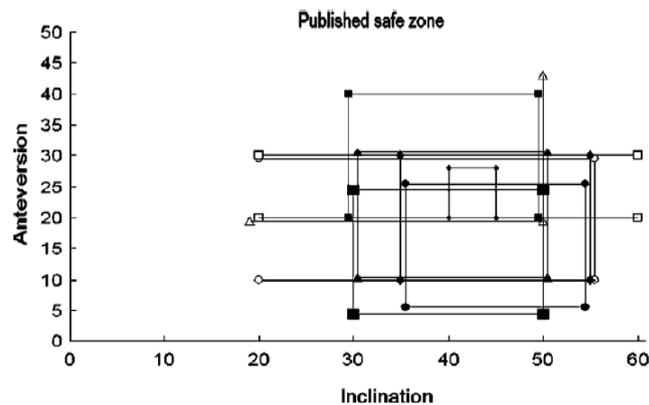


Figure 30. Recommandations de la littérature selon Yoon

En utilisant le plan pelvien de référence, la valeur moyenne cible d'orientation acétabulaire des 9 articles publiés est de 41° en inclinaison et 16° d'antéversion radiographiques (respectivement 39° et 21° en orientation opératoire).

Critiques des zones de sécurité

Les zones de sécurité retrouvées dans la littérature sont toujours rectangulaires. Ceci est en contraste avec les résultats de Widmer [63] qui définit une zone de sécurité triangulaire. Selon lui, il faut éviter la combinaison de faibles inclinaison et antéversion de la cupule qui augmente le risque de luxation

postérieure lors de la flexion. Par ailleurs, la combinaison de fortes inclinaison et antéversion augmentent le risque de luxation antérieure. Minoda [79] n'a pas retrouvé de relation entre luxation et « zone de sécurité ». L'étude de Migaud [80] est aussi en défaveur de valeurs d'orientation idéales utilisables pour tous les patients. Les zones de sécurité sont des concepts statiques, universels et donc incorrects car l'orientation des implants est patient-spécifique (cf. plus bas : utilisation du ligament transverse de l'acetabulum).

Basées sur l'anatomie

Sellergren pense que l'acetabulum natif est le meilleur guide pour positionner la cupule sauf en cas d'ostéophytes, dysplasie ou chirurgie antérieure. Nordin et Frankel ont retrouvé une orientation de l'acetabulum originel de 60° d'inclinaison et 40° d'antéversion. La hanche native est stable car la tête fémorale a un grand diamètre et la capsule est intacte. Dorr [14] rapporte que les ostéophytes concernent rarement le bord antérieur de l'acetabulum et donc que la cupule peut être alignée avec ce bord antérieur. Si la cupule est mal positionnée et la hanche protégée pendant 6 semaines, une stabilité peut être obtenue par la guérison capsulaire. Cependant Coventry [68] avec 0.4% de luxation tardive (5-10 ans) suggère que la capsule se détend et la fréquence des luxations tardives augmente.

Basées sur les amplitudes de mouvement

Widmer [64] préconise 40/45° pour l'inclinaison radiographique et 20/28° pour l'antéversion radiographique. Un patient avec une hyperlordose lombaire nécessite plus d'antéversion acétabulaire et inversement pour un cyphotique.

Antéversion combinée

Ranawat a été le premier à introduire ce concept. C'est l'addition des antéversions acétabulaire et fémorale. L'index d'instabilité de Visser et Jonkers [81] est défini comme la somme des antéversions dans un plan transversal. McKibbin a défini l'index de stabilité pour les hanches non prothésées : 30 à 40° (hommes : 20°-35°, femmes : 30-45°). Barrack recommande une antéversion acétabulaire de 15° avec une tige à 15° et plus d'antéversion de la cupule si la tige a moins de 15°. Amuwa[72] conseille une antéversion combinée de 35° (25-50°) inférieure chez les hommes par rapport aux femmes.

Ranawat et Maynard propose comme somme des antéversions, une valeur de 45° (femmes) et 20/30° (hommes). Pour Jolles [82], cette somme doit être de 40-60° .

Widmer [64] introduit une somme pondérée ($RA + 0.7*FA=37.3^\circ$) tout comme Yoon ($TA=FA+1.4*RA-0.4*RI+17.5$) et Yoshimine ($0.77*FA+AA+RI=84.3^\circ$).

En peropératoire, Widmer [64] affirme qu'un large choix d'orientation existe pour le premier composant implanté mais qu'ensuite les possibilités sont réduites pour l'autre.

TECHNIQUES DE POSITIONNEMENT ACTUELLES

Conventionnelle

A. Expérience

Le chirurgien place la cupule en fonction de la position présumée horizontale du patient sur la table (décubitus latéral) avec un bassin considéré comme solidement fixé à la table grâce à des appuis pubien et sacré. Cela permet de placer le plan coronal du patient perpendiculaire au sol. Mc Collum et Gray ont affirmé qu'il est presque impossible d'aligner correctement le bassin par rapport au patient en décubitus latéral [2]. En outre, le bassin n'est pas stable lors de la chirurgie, sa position varie avec l'utilisation des écarteurs péri-acétabulaires, lors de la luxation, l'ostéotomie fémorale et pendant les manœuvres testant la stabilité prothétique [2,83-86]. De plus, des variations de bascule pelvienne affectent la perception de la version acétabulaire.

Wines [57] a montré que l'estimation du positionnement de la cupule en peropératoire est souvent erroné. Même pour un chirurgien expérimenté, dans plus de 40% des cas, la cupule n'est pas placée comme désirée [87].

B. Guides anatomiques

Tim Lovell [88] a créé un guide s'appuyant sur la grande échancrure sciatique et l'épine iliaque antéro-supérieure afin d'implanter de manière reproductible la cupule. Mais Padgett [89] pense qu'il ne faut pas se fier aux guides d'alignement.

C. Voies d'abord

Chirurgie assistée par ordinateur (navigation)

La navigation chirurgicale est censée améliorer le positionnement des implants car elle permet de connaître à tout moment l'orientation 3D des 2 composants ainsi que la position du bassin pendant la chirurgie.

Selon Jaramaz et DiGioia, ces systèmes peuvent être classés selon le modèle utilisé en préopératoire (base tomodensitométrie) ou peropératoire (fluoroscopie et sans imagerie). La principale différence entre ces systèmes est le choix du référentiel acétabulaire : plan pelvien antérieur, référence fonctionnelle (cinématique articulaire). Les inconvénients du système préopératoire sont l'irradiation du scanner et la difficulté de superposer le bassin scanné avec la position lors de la chirurgie en décubitus latéral.

L'inconvénient du système peropératoire sans-image est le choix du référentiel. Le plan pelvien antérieur a des limites :

- La position adéquate par rapport à ce référentiel n'est pas bien définie pour prévenir l'effet came;
- Ses variations dynamiques selon l'activité du patient ne sont pas intégrées ;
- Il est difficilement palpable en peropératoire, ce qui entraîne des erreurs de positionnement [90], pouvant nécessiter, pour certains auteurs, un repérage échographique.

Migaud [80] a développé une navigation sans référentiel, basée sur une approche cinématique de la hanche. Le dispositif permet au chirurgien d'orienter la cupule selon le cône décrivant l'amplitude de mouvement de la hanche native (en utilisant un essai prothétique fémoral qui est introduit en premier). Migaud pense que la première étape doit être l'implant fémoral car avec l'utilisation du sans-ciment, son orientation est pas ou peu modifiable. Ainsi on adapte l'orientation acétabulaire à l'implant fémoral avec lequel on effectue la mesure des amplitudes de mouvement.

Limites de la navigation

Ces systèmes sont très performants pour atteindre une cible si le pelvis est une unité fixée. Ceci implique que la position du pelvis soit la même avant et après chirurgie. Nishihara [91] a retrouvé de faibles changements de flexion pelvienne, dans les mêmes postures, avant et un an après chirurgie de façon statique : $-2 \pm 7.5^\circ$ (debout), $-3 \pm 5^\circ$ (couché) et $1 \pm 8.7^\circ$ (assis). DiGioia [92] n'a pas retrouvé de différence. Parratte [93] a effectué une étude dynamique lors de la marche des variations de tilt et de ROM sagittal du bassin (axe entre milieux EIAS et EIPS) avant et après chirurgie : 49% des patients ont une modification significative de leur tilt pelvien.

LIMITES DE L'ORIENTATION OPTIMALE THEORIQUE DES COMPOSANTS [63]

A côté de ces recommandations de position optimale, il est de grande importance de considérer l'environnement des composants, en particulier de la cupule : couverture osseuse (éviter les conflits tige-os, cupule-psoas), contact implant-os (fixation primaire). Il est évident qu'il existe des limites dues à la morphologie individuelle qui prédétermine l'orientation des composants. L'orientation désirée doit être mise en balance avec l'anatomie puisque une fixation primaire et une bonne couverture osseuse ont la priorité pour la stabilité primaire des implants. Rittmeister [25] a également montré que l'orientation de la cupule dépendait de la couverture osseuse de la tête fémorale préopératoire, du chirurgien et de la longueur de la voie d'abord mais pas de l'indice de masse corporelle.

De plus, le chirurgien doit adapter l'amplitude de mouvement à atteindre aux besoins du patient et planifier les orientations correspondantes des implants. Un patient âgé n'a pas besoin d'autant d'extension qu'une personne jeune. Chez ces patients âgés, il est plus approprié de plus antéverser la cupule afin de permettre plus de flexion. Un patient plus jeune et plus actif nécessite une extension

suffisante, ce qui est atteint par une tige avec un ACD de $127\pm 2^\circ$. Avec une telle tige, les orientations optimales pour un ROM maximal sont une antéversion fémorale de 15° et une cupule avec $17-22^\circ$ d'antéversion et $45-48^\circ$ d'inclinaison.

Enfin, chaque prothèse nécessite des recommandations spécifiques pour le positionnement des implants puisque il faut prendre en compte tous les paramètres du constructeur. Le positionnement optimal des implants est donc un compromis entre ces différents facteurs.

TROISIEME PARTIE : EFFET CAME

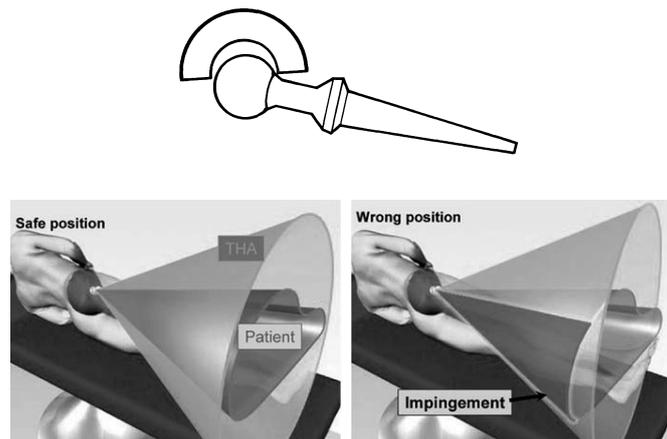


Figure 31. Cône de mobilité patient par rapport au cône de mobilité prothétique (Migaud)

L'effet came prothétique correspond au contact entre le col de la tige et le bord de la cupule. Il doit être distingué de la luxation, comme l'a affirmé Pedersen [94]. Néanmoins, l'effet came prothétique et/ou osseux précède la grande majorité des luxations de PTH.

L'amplitude de mouvement réduite après PTH mène à un effet came prothétique fréquent, ce qui peut réduire les activités de la vie quotidienne et causer subluxation et luxation. Cela peut aussi provoquer une usure, contribuer au descellement et/ou entraîner des douleurs inexplicables.

L'analyse par éléments finis permet d'étudier la survenue d'un effet came selon des variables spécifiques dans des conditions définies. La limite de ces études est l'incapacité à étudier la relation entre implant-tissus mous-os. En outre, la position optimale des implants pour des amplitudes sans effet came peut entraîner des effets adverses pour l'usure et la longévité. Un exemple est la recommandation de D'Lima d'une inclinaison de la cupule entre 45° et 55°. Le même auteur a observé cliniquement qu'une inclinaison excédant 45° induit 40% d'usure de PE en plus.

CHAPITRE 1 : LA LUXATION DE PTH

Von Knoch [95] a reporté 2.6% de luxation. Il définit la dislocation tardive lorsqu'elle survient 5 ans au moins après l'intervention (0.8%).

Causes

Schématiquement 3 causes :

1. L'opérateur :

- *Mauvaise orientation des implants* (30% des cas[96]) : acétabulaire [50,75,76] (50% des cas) et fémoral [10,13].

Coventry [49] a trouvé une relation entre rétroversion et luxation postérieure. Lewinnek [50] a montré la relation entre excès d'antéversion acétabulaire ($>25^\circ$) et luxation antérieure. Au niveau fémoral, l'erreur la plus fréquente est l'excès d'antéversion (Fackler et Poss).

- *voie d'abord* [97-99] : postéro-latérale plus à risque.

Ceci expliquerait la tendance à plus antéverser la cupule pour prévenir ce risque [57]. Beaucoup d'orthopédistes considèrent que les avantages de la voie postéro-latérale (temps opératoire court, saignement diminué et morbidité moindre) dépassent les inconvénients (luxations)[2].

- *expérience du chirurgien* [8,100] ;
- *restauration de la longueur du membre (hauteur de coupe) et de l'offset* : l'offset d'une PTH doit être augmenté de quelques millimètres car la tête fémorale est plus petite que la tête osseuse.
- *choix du design prothétique* [97,101-104] : offset fémoral et offset de la tête, diamètre du col fémoral et taille de la tête fémorale = ratio tête/col, tête avec jupe, col trapézoïdal.

Les têtes de plus de 36 mm résolvent le problème du ratio tête/col (>2.0) même avec un col de 14 ou 16 mm.

2. Le moyen fessier :

C'est la tension musculaire des abducteurs [101,105,106].

3. Le patient :

Avec les antécédents de chirurgie de la hanche [12,62], l'âge [99], l'état cognitif [11,99,107] et un éventuel alcoolisme [51,76].

Selon Parvizi [108], les 2 principales causes de luxation sont l'insuffisance des abducteurs et le mauvais positionnement des implants.

Mécanismes

4 modes de luxation ont été identifiées :

- 3 types d'effet came:
 - prothèse-prothèse (remède : grand ratio tête/col),
 - os-os, chirurgical dépendant.
 - os-prothèse ;

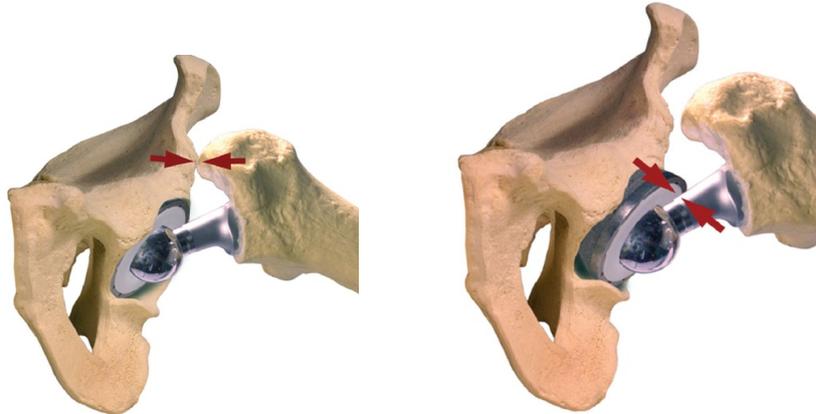


Figure 32.- Effet came os-os / col-cupule

- Glissement de la tête à cause d'une faible tension tissulaire (remède : grosse tête).

Les luxations postérieures sont 3 fois plus nombreuses que les antérieures [14].

La « Jumping distance » [109] :

- diminue de 0.25 mm quand l'angle d'abduction augmente de 1° ;
- Augmente quand le diamètre de la tête augmente ;
- Diminue de 0.92 mm quand l'offset de la tête (figure 33) augmente de 1 mm.

Pour les grand diamètres de tête (>38mm), l'offset est de 3 mm car le design de la cupule correspond à un hémisphère tronqué afin de réduire la destruction osseuse lors du fraisage et améliorer les amplitudes de mouvement.

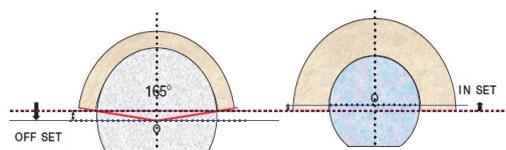


Figure 33. L'offset/inset de tête fémorale : distance centre de tête-plan d'ouverture de la cupule (Sariali).

Quand la cupule est trop verticale, le risque de luxation est plus grand avec une tête de 40 ou 44 mm qu'avec une de 36 mm. C'est dû au fait qu'avec des têtes >36mm, l'offset augmente de 3 mm entraînant une diminution de la jumping distance.

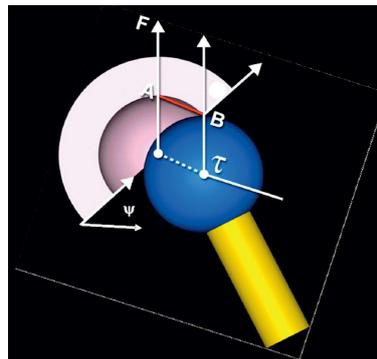


Figure 34.- La « jumping distance » est la translation latérale AB du centre de la tête fémorale τ avant luxation. F est la charge et ψ l'inclinaison (Fessy).

L'angle de chanfrein du plan d'ouverture et la forme du col déterminent soit un effet came primaire soit secondaire. Un effet came primaire survient quand l'angle de chanfrein α est inférieur à

$\alpha_{crit} \leq \delta + \beta - \gamma$, où δ correspond à l'angle entre axe du col et jonction tête-col, β l'angle de l'équateur au bord de l'angle d'ouverture interne, γ l'angle conique du col.

L'augmentation des angles de chanfrein au-dessus de α_{crit} permet le passage d'un effet came primaire à secondaire. α_{crit} dépend de la géométrie du col. Un effet came secondaire peut être intentionnellement utilisé pour protéger le rebord de céramique ou métal d'un effet came primaire.

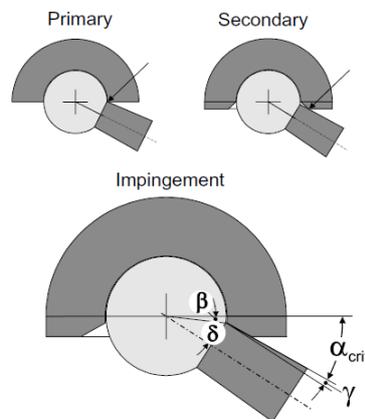


Figure 35.- Effets cames primaire et secondaire (Widmer)

Selon Tanino [110], la luxation antérieure en rotation externe-extension est due à un effet came postérieur col-insert alors que la luxation postérieure en flexion 90°-rotation interne est due à un effet came entre le bassin et le fémur ou une traction des tissus mous.

L'effet came osseux survient :

- en flexion : entre la région inter-trochantérienne antérieure et le bord antérieur de l'acetabulum ;
- en abduction : entre le sommet du GT et l'ilion au-dessus de l'acetabulum ;
- en RE : entre la région inter-trochantérienne postérieure et l'ischion.

Selon Patel [111], la majorité des activités quotidiennes en flexion (se lever d'une chaise, nouer ses lacets, croiser les jambes) se traduit par un effet came prothétique. En extension (pivotement debout et roulement allongé), l'effet came est osseux entre le petit trochanter et la tubérosité ischiatique. Une diminution de l'offset de la tige de 7 mm réduit les amplitudes de mouvement de 3 à 5°. Chaque millimètre de protrusion acétabulaire en avant du bord antérieur de l'acetabulum diminue l'amplitude de mouvement en flexion de 2.5°. La protrusion postérieure de 5 mm (permettant 30° de RE en extension) ne limite pas l'amplitude de mouvement en extension puisque l'effet came est en premier osseux et non prothétique. L'amplitude de mouvement fonctionnelle est très sensible à l'antéversion de la cupule. Une augmentation de 10° d'antéversion augmente la flexion de 8 à 12° et réduit d'autant l'extension. Patel a également montré que l'implantation de la cupule selon l'orientation native restore une excellente amplitude de mouvement dans tous les plans, en restant prudent car les versions peuvent être très altérées (dysplasies). Du fait des modifications osseuses dégénératives, cela ne peut constituer un repère. Il faudrait donc aligner la cupule avec des tissus mous orientés parallèlement aux bords de l'acetabulum.

Kurtz [112] a étudié 6 facteurs ayant un rôle sur l'amplitude de mouvement avant effet came osseux : l'offset acétabulaire, la hauteur acétabulaire, l'offset fémoral, la hauteur fémorale, la version fémorale et l'ablation des ostéophytes.

L'offset acétabulaire natif est défini par la distance entre le centre de rotation de la hanche et le mur médial de la lame quadrilatère. La largeur du mur médial est définie par l'offset acétabulaire natif moins le rayon du composant acétabulaire. Cela représente la profondeur idéale de fraisage. La position acétabulaire doit se trouver médialisée à 50% de la largeur du mur à partir du centre de rotation. L'offset fémoral natif est défini comme l'offset du composant fémoral moins 50% de la largeur du mur médial. La version fémorale affecte l'effet came osseux et prothétique alors que la version acétabulaire n'agit que sur l'effet came prothétique.

Si la cupule est médialisée de moins de 10 mm, le contact osseux se produira d'abord entre le grand trochanter et l'Épine Iliaque Antéro-Inférieure (EIAI). Si elle est médialisée de plus de 10 mm, le contact se fera entre le fémur et le bord acétabulaire. Il sera donc nécessaire d'enlever les ostéophytes du rebord acétabulaire.

La relation entre effet came osseux et prothétique est inverse : l'utilisation de tête de 36 mm augmente l'amplitude avant contact prothétique qui pourrait être donc limitée par un contact osseux. Il faudra donc augmenter l'offset acétabulaire pour le prévenir (préservation du stock osseux). Mais l'augmentation de l'offset acétabulaire peut entraîner des forces de cisaillement à l'interface os-implant et donc le descellement (manque de couverture). La force générée par un contact prothétique semblerait plus importante pour entraîner la luxation des composants.

Biomécanique et tribologie

Une étude s'est intéressée à la différence de forces nécessaire pour luxer une PTH *in vitro* [113]. Aucune différence de stabilité n'était retrouvée entre les différents couples de frottement quand les implants sont bien orientés. Cependant lors de tests en lubrification, la céramique avait plus tendance à se luxer quand les implants étaient mal orientés, comparé au métal-PE. Quand l'effet came survient entre les 2 composants, l'effet « edge loading » commence et casse le film de lubrification, ce qui augmente la force de friction. Cela peut protéger des luxations [114]. Le couple métal-métal [115] requiert plus de forces que la céramique pour se séparer *in vitro* ce qui entraîne un taux moindre de luxation [116]. Les couples dur-mou (métal ou céramique – PE) travaillent en condition limite : l'usure est proportionnelle à la distance de glissement.

Les couples dur-dur (métal-métal et céramique-céramique) fonctionnent en lubrification mixte, ce qui entraîne moins d'usure et sont idéaux en grand diamètre puisque la lubrification s'améliore avec la vitesse de glissement [117].

Une antéversion combinée optimale de la tige et de la cupule permet de meilleures amplitudes de mouvement. Une réduction de l'offset fémoral résulte en une dysfonction des abducteurs par réduction du bras de levier et une usure augmentée (augmentation de la force de réaction et microséparation-edge loading lors de la marche). Cela conduit à la boiterie de Trendelenburg et prédispose aux luxations par laxité. Une augmentation de l'offset entraîne une mauvaise lubrification et une usure intra-articulaire augmentée. De plus, les patients peuvent se plaindre de douleur et raideur. La tête fémorale doit parcourir la distance AB pour se luxer (figure 34). Cette distance augmente avec le diamètre de la tête et décroît avec l'angle d'inclinaison de la cupule ainsi qu'avec une cupule non hémisphérique. Pour une cupule hémisphérique et une inclinaison de 45°, AB est égal à 0.77 fois le rayon de la tête et passe à 0.43 x r avec une inclinaison de 65°.

Localisation de l'effet came

Yamaguchi a retrouvé que le site le plus commun était $78^{\circ} \pm 20^{\circ}$ en haut et en arrière de l'acetabulum et au niveau de la jupe ou du col pour le fémur (figure 36). Shon a confirmé que l'effet came postérieur est le plus commun mais a retrouvé de grandes variations dans les localisations.

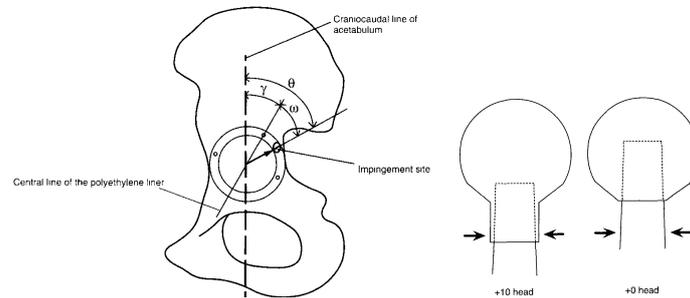


Figure 36. Localisation spatiale de l'effet came (Yamaguchi)

Amplitudes de mouvement

Un sujet avec une hanche saine possède 120° de flexion dans les activités de tous les jours [118,119]. Les amplitudes de flexion nécessaires sont : 104° pour s'asseoir, 112° pour se relever, 114° pour s'accroupir, 125° pour ramasser un objet au sol [120].

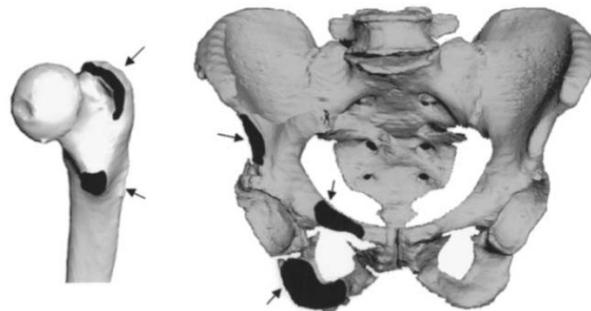


Figure 37.- Sites d'effet came osseux lors de mouvements extrêmes (reconstruction informatisée selon Noble [121])

Pour des amplitudes articulaires normales, Yoshimine a montré qu'une prothèse avec un cône d'amplitude de mouvement de 110° ne permettait pas d'erreur possible dans l'orientation de la cupule et qu'une prothèse devait avoir au moins 135° d'angle d'oscillation afin de permettre une zone de sécurité convenable dans la position des implants. Il est très important de connaître les amplitudes de mouvement (ROM = *Range of motion*) d'une PTH en situations cliniques et dans le design prothétique. Le ROM prothétique dépend de l'orientation des composants mais aussi de l'angle cervico-diaphysaire, du ratio tête/col, forme et diamètre du col (figure 38), position du centre de

rotation par rapport au plan d'ouverture de la cupule et du design spécifique du plan d'ouverture lui-même.

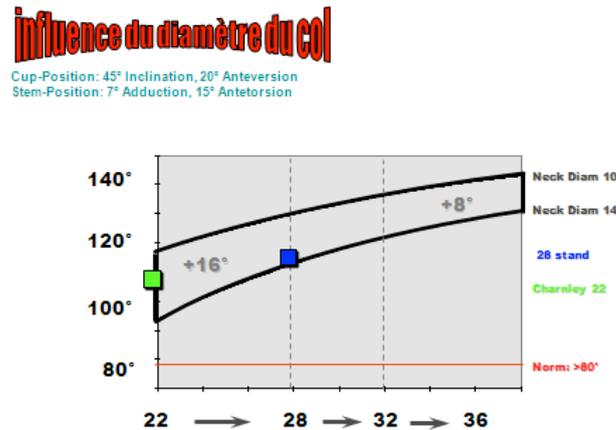


Figure 38. Mobilités en fonction du diamètre du col

Le ROM prothétique doit être au moins égal au ROM physiologique et plus large que les mouvements combinés qui peuvent entraîner la luxation prothétique. Petrella [122] trouve que dans 40% des cas, un effet came osseux survient avant l'effet came prothétique. L'effet came osseux entraîne une diminution du ROM prothétique dans tous les secteurs de mobilité sauf l'extension où le ROM semble dépendre uniquement des implants.

Yoshimine [123] a créé une formule afin de calculer le ROM théorique d'une PTH limité par l'effet came prothétique. Le ROM est déterminé par 5 facteurs :

1. L'angle d'oscillation (donnée constructeur) ;
2. Inclinaison de la cupule ;
3. Antéversion de la cupule ;
4. Angle de la tige dans le plan horizontal ;
5. Antéversion du col fémoral.

Les 4 derniers facteurs peuvent être obtenus par des radiographies de face et tomodynamométrie. La limite du mouvement du col due à l'effet came avec la cupule est décrite comme un cône. L'angle vertical de ce cône est nommé ROM prothétique (angle d'oscillation θ).

$$\theta = A - 2 \sin^{-1}\left(\frac{n/2}{r}\right) = A - 2 \sin^{-1}\left(\frac{1}{\text{head/neck ratio}}\right)$$
, où A est l'angle maximal du rayon mouvement dans la cupule, n est la largeur du col au niveau de l'effet came et r est le rayon de la tête.

L'angle d'oscillation dépend du design de la cupule et du ratio tête/col, donc chaque prothèse a son propre angle d'oscillation. Un ratio tête/col plus grand entraînera un angle d'oscillation plus important.

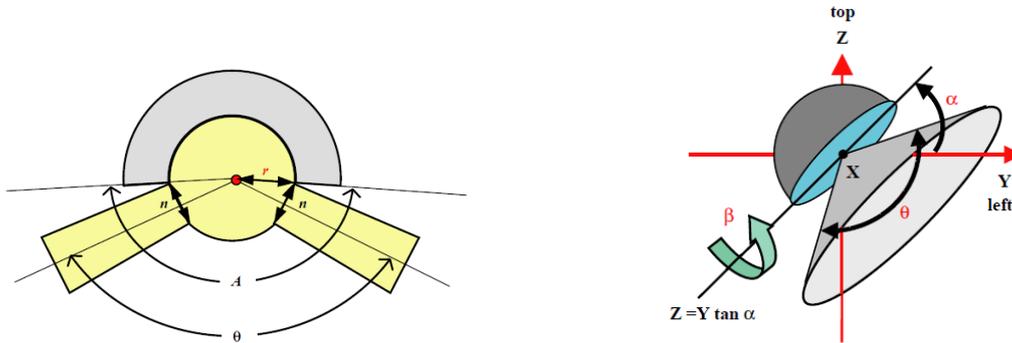


Figure 39.- ROM prothétique (Yoshimine)

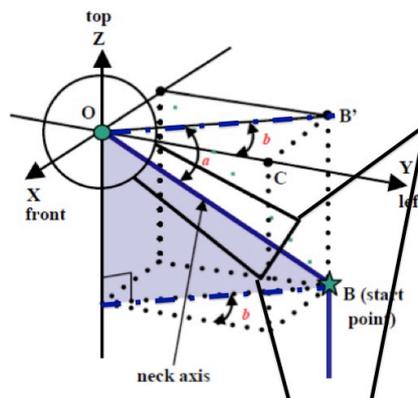


Figure 40- Cône de mobilité du col (Yoshimine)

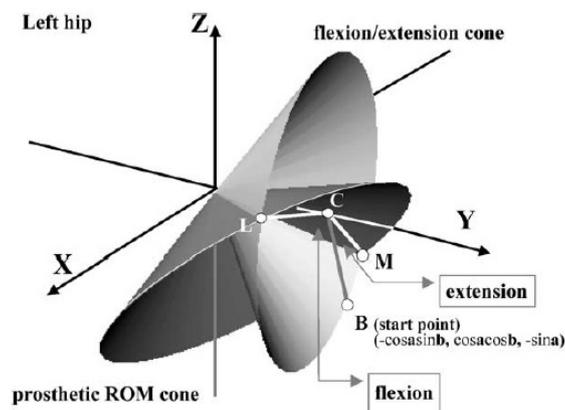
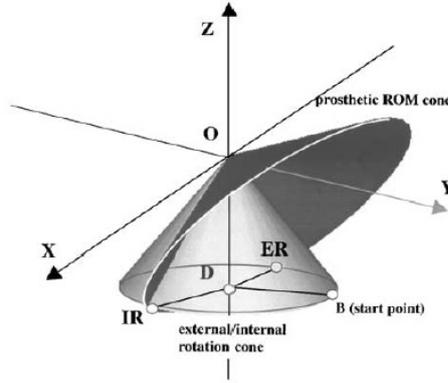


Figure 41.- ROM prothétique en flexion et extension (Yoshimine)

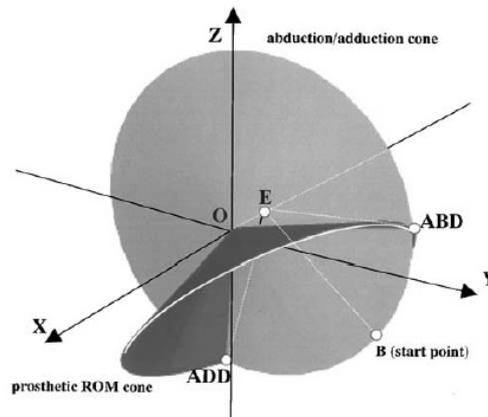
$$FL = \cos^{-1} \left(\frac{(-\sin \beta \cos a \sin b + \cos \alpha \cos \beta \sin a)E - (\cos \alpha \cos \beta \cos a \sin b + \sin \beta \sin a)\sqrt{D}}{(1 - \sin^2 \alpha \cos^2 \beta)(1 - \cos^2 a \cos^2 b)} \right)$$

$$EXT = \cos^{-1} \left(\frac{(-\sin \beta \cos a \sin b + \cos \alpha \cos \beta \sin a)E + (\cos \alpha \cos \beta \cos a \sin b + \sin \beta \sin a)\sqrt{D}}{(1 - \sin^2 \alpha \cos^2 \beta)(1 - \cos^2 a \cos^2 b)} \right)$$



$$ER = \cos^{-1} \left(\frac{(-\sin \beta \sin b + \sin \alpha \cos \beta \cos b)E + (\sin \alpha \cos \beta \sin b + \sin \beta \cos b)\sqrt{D}}{\cos a(1 - \cos^2 \alpha \cos^2 \beta)} \right)$$

$$IR = \cos^{-1} \left(\frac{(-\sin \beta \sin b + \sin \alpha \cos \beta \cos b)E - (\sin \alpha \cos \beta \sin b + \sin \beta \cos b)\sqrt{D}}{\cos a(1 - \cos^2 \alpha \cos^2 \beta)} \right)$$



$$ABD = \cos^{-1} \left(\frac{(\sin \alpha \cos a \cos b + \cos \alpha \sin a)E + (\cos \alpha \cos a \cos b - \sin \alpha \sin a)\sqrt{D}}{\cos \beta(1 - \cos^2 a \sin^2 b)} \right)$$

$$ADD = \cos^{-1} \left(\frac{(\sin \alpha \cos a \cos b + \cos \alpha \sin a)E - (\cos \alpha \cos a \cos b - \sin \alpha \sin a)\sqrt{D}}{\cos \beta(1 - \cos^2 a \sin^2 b)} \right)$$

Figures 42. Équations de Yoshimine

Les valeurs numériques de ROM à partir de ces formules mathématiques ont été comparées à celles obtenues à partir de 3D-CG par Unigraphics, ver.4 (erreur 0.01°).

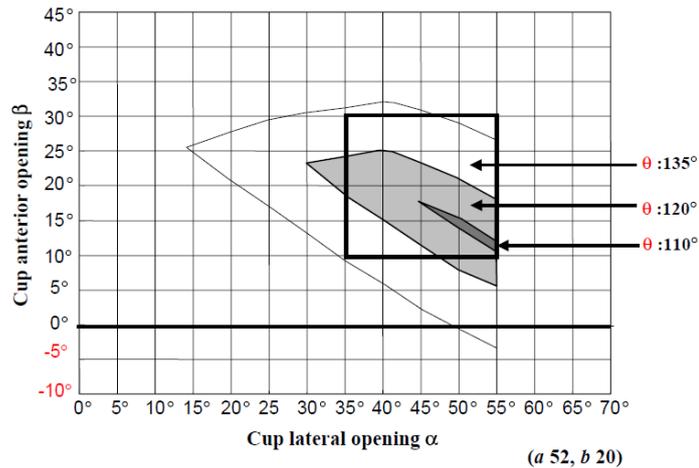


Figure 43. Marges de sécurité de positionnement de la cupule selon l'angle d'oscillation (Yoshimine)

Le ROM d'une hanche saine varie selon les individus.

Selon l'AAOS, en 1965, les ROM en flexion=120°, RIf190°=35°, REf190°=45°, EXT=30° alors que selon JOA (Japanese Orthopaedic Association) les ROM en flexion=125°, RIf190°=45°, REf190°=45° et EXT=15°. Des critères modérés [124] étaient de : flexion 110°, extension 30°, 30° de RI à 90° de flexion, RE 40°. Des critères sévères étaient de : flexion=120°, RI à 90° de flexion=45°, extension=30°, rotation latérale=40°. Les critères de Widmer [64] étaient de : flexion 130°, extension 40°, abduction 50°, adduction 50°, RE 40°, 80° RI. Les critères de Petrella [122] étaient de: flexion 90°, extension 15°, abd-adduction 30°, RE-RI 30°.

Selon Widmer, une faible inclinaison et une faible antéversion réduisent la flexion, augmentent la survenue d'effet came antérieur et conduisent à la luxation postéro-supérieure. Bien qu'une inclinaison élevée augmente le ROM, une inclinaison supérieure à 50° n'est pas recommandée à cause du risque de luxation, des contraintes sur les surfaces portantes et du risque d'usure.

Un col trapézoïdal permet de plus grandes amplitudes de mouvement par rapport à un col circulaire.

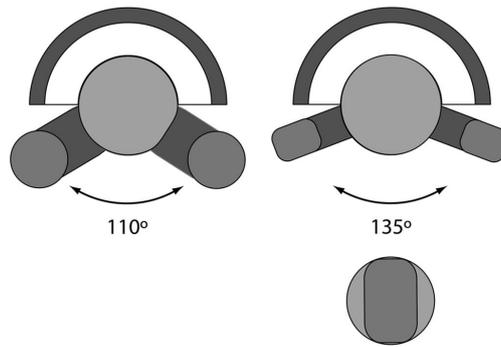


Figure 44.- Col circulaire / trapézoïdal

Une faible inclinaison de la cupule avec une faible antéversion combinée procurent les plus larges aires de contact mais résultent en mouvement articulaire limité [125].

La flexion augmente quand :

- Antéversion fémorale augmente
- Antéversion acétabulaire augmente
- Inclinaison acétabulaire augmente

La rotation latérale augmente quand :

- Antéversion fémorale diminue
- Antéversion acétabulaire diminue

La rotation médiale à 90° de flexion augmente quand :

- Antéversion fémorale augmente
- Antéversion acétabulaire augmente
- Inclinaison acétabulaire augmente

Ces critères sont relatifs à la seule prothèse sans prendre en compte la tension des tissus mous ou l'effet came osseux qui réduit le ROM.

Technique	Flexion	Extension	Abduction	Adduction	Internal	External
Manual	0.513	0.072	0.378	0.799	0.422	0.437
CAS	0.498	0.002	0.319	0.875	0.358	0.297

Figure 45.- Probabilité d'effet came osseux affectant le ROM pour différentes mobilités de la hanche (Petrella [122])

CHAPITRE 2 LES DOULEURS

Cela constitue une conséquence fréquente de l'effet came. Quand l'effet came survient sur des tissus mous, tendons et capsule, une inflammation et un œdème entraînent des douleurs à l'aine.

Trois scénarios :

- Une cupule trop grosse débordant médialement ou un petit trochanter frappant l'ischion, causant une tendinite de l'ilio-psoas ;
- Quand la capsule est comprimée entre le col et la cupule ;
- Quand la capsule est entrappée entre le grand trochanter et l'ilion.

CHAPITRE 3 LE SQUEAKING

Le squeaking (bruit lié au frottement) existe pour tout couple de frottement dur-dur et ce depuis la prothèse acrylique de Judet. Charnley a noté ce phénomène quand il a testé un des couples céramique-céramique de Pierre Boutin dans son « pendule comparateur de friction ».

Une étude a retrouvé 3.9% de squeaking dans les resurfaçages de hanche Birmingham [126].

Causes

1. Opérateur :

Orientation de la cupule [127] : Walter recommande 25° d'antéversion et 45° d'inclinaison opératoires, mesurées selon Ackland, afin d'éviter le squeaking (figure 46).

Les hanches qui squeak lors de l'extension (marche) ont des cupules trop antéversées. Cela conduit à une relative découverte de la tête en haut et en avant à la fin de la phase d'appui, menant à des pics de contraintes antérieures. Les hanches qui squeak lors de la flexion ont peu d'antéversion (et parfois peu d'inclinaison).

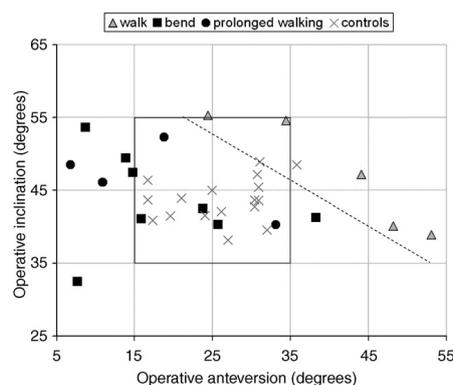


Figure 46. Zone de sécurité du squeaking (Walter)

2. Implants :

Couple de frottement dur-dur

3. Patient :

Jeune âge, indice de masse corporelle [127]

Mécanismes

1. « titanium squeak » : effet came col fémoral contre bord de la cupule, troisième corps
2. « ceramic squeak » :
 - contrainte de la tête céramique contre l'insert céramique (destruction du film de lubrification, grain pull-out d'où contact direct entre surfaces dures) : défaut d'orientation,
 - contrainte de la tête céramique contre le bord postérieur de la cupule (entrappement de la capsule entre GT et bord antérieur de la capsule en flexion du fait du moindre volume intra-capsulaire des implants par rapport à la tête et col natifs),
 - usure en bandes ou « stripe-wear » (dommage causé à la tête par contact avec le bord de l'insert lors de subluxation).

QUATRIEME PARTIE POSITIONNEMENT DE LA CUPULE

Cf. page suivante

CINQUIÈME PARTIE LE POSITIONNEMENT DE LA TIGE FÉMORALE

CHAPITRE 1 : CALCUL RADIOGRAPHIQUE DE L'ANTÉVERSION DU COL PROTHÉTIQUE

L'antéversion du col fémoral est mesurée le plus précisément par tomodensitométrie. Certains auteurs ont rapporté des méthodes de mesure par radiographies effectuées dans des positions précises du patient, pas toujours réalisables et ne permettant pas d'étude rétrospective. La radiographie de contrôle postopératoire permet de vérifier sommairement la bonne position des implants par rapport à l'os, la longueur du membre inférieur opéré et l'absence de luxation. La radiographie est ensuite, dans le suivi du patient opéré, un examen de choix lors du contrôle radio-clinique, du fait de sa simplicité de réalisation, sa reproductibilité, son coût peu élevé et sa relativement faible irradiation par rapport à la tomodensitométrie. La détermination de la position exacte de la tige sur une radio de bassin de face serait un bon outil de contrôle post-opératoire. La lecture attentive de cette radiographie permet déjà la mesure de l'inclinaison et de l'antéversion de la cupule acétabulaire comme vu précédemment. La connaissance précise de l'orientation de la tige permettrait, conjointement à la connaissance du positionnement de la cupule, de déterminer les amplitudes de mobilité de la prothèse chez le patient.

Le but de cette étude était de démontrer la fiabilité de mesure de l'orientation en 3D d'une tige grâce à des mesures d'angles et de longueurs à partir de radiographies standard.

Matériels

La tige fémorale

La tige prothétique fémorale utilisée lors de cette expérimentation était la tige Corail® (DePuy, J&J, Warsaw, IN) de taille 14, suffisamment grande pour diminuer les biais de mesure sur les radiographies et possédant une collerette permettant d'avoir un repère pour la mesure du col. Les données du constructeur des cotes de la tige sont rapportées en figure 47.

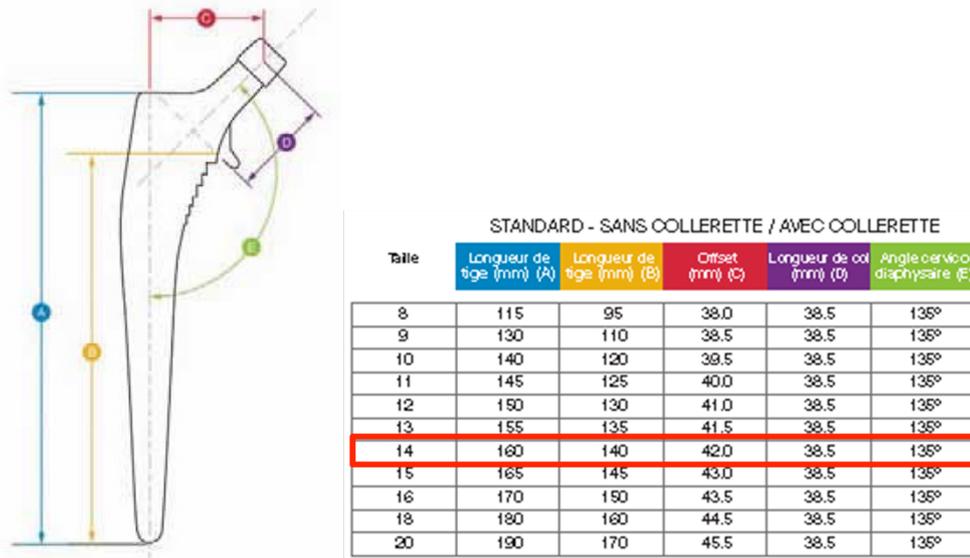


Figure 47. Caractéristiques des tiges Corail® standard (DePuy).

Le montage

Un système de support de la tige a été réalisé en limitant les artéfacts de projection sur la radiographie tout en gardant une possibilité de verrouillage dans n'importe quelle angulation voulue (figure 48). Pour cela, nous avons utilisé le système de rétentivité du polyéthylène (PE) d'une cupule double mobilité comme une liaison rotule permettant la mobilité de la tige dans les 3 plans de l'espace, avec comme centre de rotation le centre de la tête fémorale. Une tête inox de diamètre 28 mm était fixée sur le cône morse de la tige et s'articulait dans le PE. Le PE a ensuite été percé d'un premier trou dans lequel a été mise une vis en compression sur la tête en inox, permettant de bloquer la mobilité dans les trois plans. Le système était ensuite fixé à distance à un étau par deux broches filetées dans le PE, empêchant ainsi la projection du support sur les rayons X.



Figure 48. Montage expérimental

Système de contrôle des rotations

Le système utilisé pour connaître l'orientation de la tige dans l'espace par rapport au plan fixe était le système Polaris®. Il est composé de deux caméras solidaires, calibrées en usine. L'espace de mesure est à peu près un cube de 1 m de côté.

Chaque capteur est un tripode composé de cibles rétro-réfléchissantes dont les positions relatives sont connues. De cette manière, chaque capteur représente un repère local dans l'espace [128].

Un premier capteur était fixé directement sur la tige grâce à une vis mise dans le pas de vis situé dans l'épaule de la prothèse. Il représentait le repère technique du « fémur » (RF). Un deuxième capteur était fixé sur l'étau et représentait le repère technique du « pelvis » (R_0). Un troisième capteur était disposé sur un socle et permettait de définir un repère global dans lequel Y était l'axe vertical dirigé vers le haut, X était l'axe horizontal dirigé vers l'avant et Z était l'axe horizontal dirigé vers l'extérieur pour un côté droit (figure 49). L'imprécision du système de mesure était inférieure à $0,5^\circ$ et 0,5 mm.

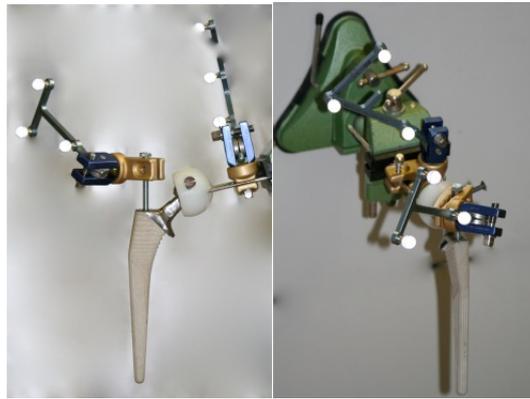


Figure 49. Disposition des capteurs

Le logiciel d'analyse de la cinématique couplé au POLARIS a été développé au sein du service d'orthopédie du Centre Hospitalier Lyon-Sud. Les repères anatomiques du fémur et du bassin étaient définis parallèles au repère de référence en position neutre. Une fois cette calibration effectuée, les mouvements relatifs du repère anatomique du fémur par rapport au pelvis étaient affichés en temps réel par le logiciel. Cela a permis un contrôle précis de l'orientation de la tige par rapport au pelvis.

Radiographies

Les radiographies ont été réalisées par l'appareil FLUOROSPOT Compact de SIEMENS© (figure 50), avec les caractéristiques suivantes : Version logiciel : VF28L, Champ de vue rectangulaire : 426X426, Distance source-détecteur : 80 cm, Espacement des pixels : 0,148X0,148, Nombre de rangées et de colonnes : 2880.



Figure 50. Appareil de radiographie

Méthodes

Réalisation des radiographies

L'étai a été fixé au support de la table de radiographie, sur le récepteur, en face de la source des rayons X. Le plan de référence à 0° de rotation dans les trois plans correspondait à une position de la tige où une ligne passant par l'épaule est parallèle à l'horizontale et où la partie « diaphysaire » quadrangulaire était dans le plan perpendiculaire à la source de radio. Le calibrage a été réalisé à l'aide d'une équerre et d'un fil à plomb. La caméra était située à proximité des capteurs tout en prenant soin de ne pas être dans le champ des rayons X.

La cible de la source des rayons X était située à 7,5 cm médialement par rapport à la tête de la tige, de telle sorte qu'on soit dans la configuration d'une radiographie standard de bassin. On réalise alors la combinaison d'angulation désirée de la tige dans les trois plans de l'espace, grâce à la visualisation en temps réel des angulations sur le logiciel associé à Polaris® et on capture la radiographie.

Une série de 48 radiographies avec des combinaisons prédéfinies ont été réalisées à partir du calibrage réalisé précédemment. A chaque radio a été associé un enregistrement des valeurs d'angles réelles du fémur par rapport au pelvis via le logiciel.

Séquence cinématique

Le repère anatomique de la tige (RF) a été défini sur la radiographie selon les modalités suivantes (figure 51) :

- O étant le centre de tête, correspondant au centre de la pièce en inox ;
- Z représente la ligne horizontale partant de O et parallèle à l'épaule de la prothèse, dirigée vers la droite ;
- X représente la ligne partant de O, perpendiculaire à Z, dirigée en avant et perpendiculaire au plan correspondant à la partie « diaphysaire » de la tige en position de référence ;
- Y représente la ligne partant de O, perpendiculaire à Z et X et dirigée vers le haut ;
- A étant le point le plus distal de la tige à l'extrémité inférieure.

On définit alors une séquence de rotations dans le repère R_F (qui coïncide avec R_0 en position neutre) : l'angle de flexion α autour de Z_0 , l'angle d'abduction β autour de X et l'angle de rotation interne γ autour de Y_F selon la convention décrite par Wu [129] :

- en 1er la flexion (rotation autour de l'axe Z_0) ;
- en 2ème l'abduction (rotation autour de l'axe X , produit vectoriel de Y_F et Z_0) ;
- en 3ème la rotation (rotation autour de l'axe Y_F).

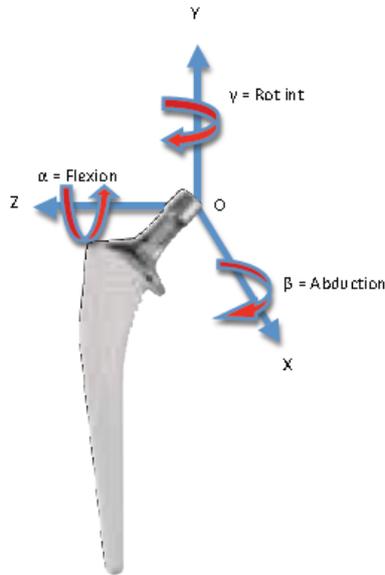


Figure 51. Repère orthonormé

Analyse des radiographies

Les 48 radiographies ont été analysées à l'aide du logiciel metrOs par deux observateurs indépendants. Cinq mesures ont été effectuées, en plus du diamètre de la tête inox, permettant de définir l'échelle d'agrandissement :

- la hauteur de la tige entre le point le plus bas en bout de tige noté A et le point de l'épaule situé dans l'axe de la queue, noté E ;
- l'offset, correspondant à la distance entre le centre de tête et le point E ;
- l'angle cervico-diaphysaire (ou angle CC'D) entre l'axe du col et l'axe de la tige ;
- la longueur du col entre le centre de tête et le point de la base de la collerette dans l'axe du col, noté C ;
- le diamètre de la base de la queue, mesuré à partir du demi-cercle du bout de la tige.

Les mesures ont été mises à l'échelle réelle (1 : 1) grâce à la connaissance du diamètre de la tête : 28mm .

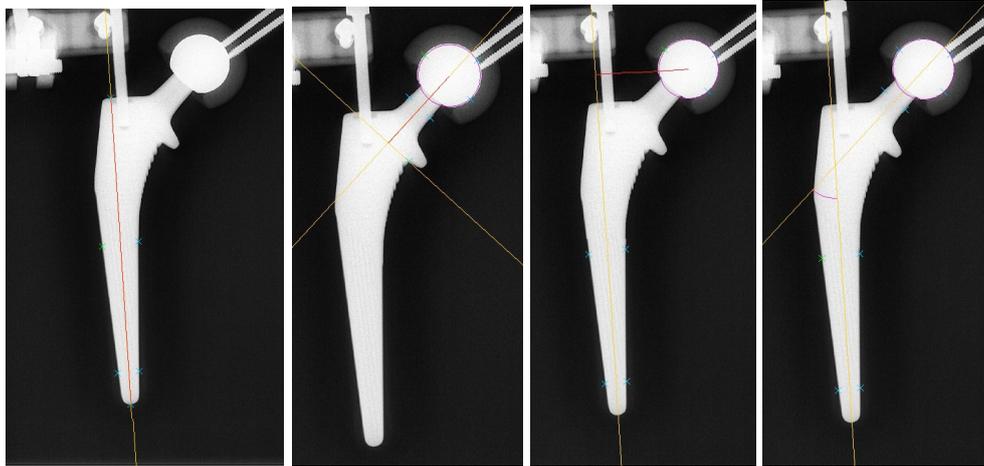


Figure 52. Différentes mesures avec metroOs

Calculs sur les mesures radiographiques

On a extrait, à partir de l'expression de la base orthonormée correspondant au repère anatomique de la tige dans le repère du bassin (repère fixe R_0), des équations servant à utiliser les mesures faites sur les radiographies pour en déduire l'orientation spatiale de la tige:

$$\begin{matrix}
 O & \vec{X}_0 \\
 \Pi & \vec{Y}_0 \\
 F & \vec{Z}_0
 \end{matrix}
 \begin{matrix}
 \vec{X}_F & \vec{Y}_F & \vec{Z}_F \\
 \left[\begin{array}{ccc|c}
 \cos\alpha \cdot \cos\gamma - \sin\alpha \cdot \sin\beta \cdot \sin\gamma & -\sin\alpha \cdot \cos\beta & \cos\alpha \cdot \sin\gamma + \sin\alpha \cdot \sin\beta \cdot \cos\gamma \\
 \sin\alpha \cdot \cos\gamma + \cos\alpha \cdot \sin\beta \cdot \sin\gamma & \cos\alpha \cdot \cos\beta & \sin\alpha \cdot \sin\gamma - \cos\alpha \cdot \sin\beta \cdot \cos\gamma \\
 -\cos\beta \cdot \sin\gamma & \sin\beta & \cos\beta \cdot \cos\gamma
 \end{array} \right]
 \end{matrix}$$

En se reportant sur la figure 2, on considère le plan de face = (Y_0, Z_0)

$$\text{Le plan de symétrie de la prothèse} \left\{ \begin{array}{l} \vec{Y}_F = \vec{OA} / \|\vec{OA}\| \\ \vec{Z}_F \end{array} \right.$$

$$\begin{aligned}
 \vec{x} &= \vec{OB} \cdot \vec{OA} \\
 \vec{Z}_F &= (\vec{x} \wedge \vec{Y}_F) / \|\vec{x} \wedge \vec{Y}_F\| \\
 \vec{X}_F &= \vec{Y}_F \wedge \vec{Z}_F
 \end{aligned}$$

Si on mesure la projection de $\vec{OA} = a \vec{Y}_F$ sur la radio :

$$\vec{y} = \text{proj}(\vec{OA}) = a \begin{pmatrix} 0 \\ \cos\alpha \cdot \cos\beta \\ \sin\beta \end{pmatrix} \text{ d'où } \beta = \sin^{-1} \left(\frac{yz}{a} \right) \text{ et } \alpha = \cos^{-1} \left(\frac{yz}{a \cdot \cos\beta} \right)$$

Yz correspondant à la projection mesurée de l'axe OA sur l'horizontale (axe Z_0).

$$\vec{BB}' = b \vec{Z}_F$$

$$\vec{z} = \text{proj}(\vec{BB}') = \begin{pmatrix} 0 \\ \sin\alpha \cdot \sin\gamma - \cos\alpha \cdot \sin\beta \cdot \cos\gamma \\ \cos\beta \cdot \cos\gamma \end{pmatrix}_{R_0} \text{ d'où } \gamma = \left[\frac{zz}{b \cdot \cos\beta} \right]$$

Z correspondant à la projection mesurée de l'axe BB' sur l'horizontale (axe Z_0).

Résultats

Contrôle de l'angulation

Les valeurs d'angles réelles des orientations de la tige dans l'espace ont été comparées aux valeurs théoriques prédéfinies : les angulations désirées étaient obtenues de manière très précise, avec une moyenne des différences réel/théorique faible et un écart type inférieur à l'imprécision des mesures.

	FLEXION (en °)	ABDUCTION (en °)	ROTATION INTERNE (en °)
Moyenne Δ	-0,082±0,416	0,156±0,384	-0,035±0,494

Variabilité inter-observateur

La moyenne des différences entre les 2 observateurs pour l'angle cervico-diaphysaire était de $0 \pm 0,45^\circ$ et pour les longueurs, la moyenne variait entre $-0,35$ mm et $0,86$ mm avec un écart type variant entre $0,45$ mm et $1,14$ mm. La mesure de l'angle CC'D était la plus reproductible.

La mesure de l'offset, du diamètre de la base et de la longueur du col montrait peu de variabilité inter observateur.

	Hauteur tige (en mm)	Offset (en mm)	Angle CC'D (en °)	Longueur col (en mm)	Diamètre de la base (en mm)
Moyenne Δ	0,86	0,10	0	-0,35	0,11
Ecart type Δ	1,14	0,48	0,45	0,69	0,64

La hauteur de tige

En rotation neutre, la moyenne des deux observateurs trouvait une hauteur à $160,25$ mm, ce qui est superposable aux données du constructeur.

Dans les valeurs de flexion positives à $+10^\circ$ et $+20^\circ$, la hauteur de la tige augmente de façon parallèle à la rotation interne, que celle-ci soit le seul paramètre variant ou bien qu'elle soit associée à de la flexion ou de l'abduction. Ceci est expliqué par la modification de l'axe de la tige par projection de l'arête interne de l'épaisseur de la tige. Dans les valeurs de flexion négatives (-20° et -15°), la hauteur est diminuée de façon significative par la diminution de sa projection sur la plaque (la partie distale de la tige étant située en arrière).

L'offset

En rotation neutre, l'offset mesuré est différent des données du constructeur en raison de la tête inox utilisée qui n'offre pas le même centre de tête que celui des données constructeur. Dans les valeurs de flexion positives, la variation de l'offset est faible et non linéaire par rapport à la variation de la rotation interne.

Dans les valeurs de flexion négatives (-20° et -15°), l'offset diminue avec l'augmentation de la rotation interne par diminution du biais lié à la projection de l'arête interne de la tige sur la plaque.

La variation de l'offset avec les valeurs de rotation interne négatives est trop minime pour être exploitable.

L'angle cervico-diaphysaire

En rotation neutre, la moyenne des deux observateurs trouvait un angle cervico-diaphysaire à $135,38^\circ$, ce qui est superposable aux données du constructeur.

En l'absence de flexion positive, l'angle CC'D augmente parallèlement à la rotation interne. Cette augmentation est d'autant plus grande que la flexion est négative.

En cas de flexion à 10° ou à 20° , l'angle diminue avec l'augmentation de la rotation interne du fait de sa projection sur la plaque.

La longueur du col

En rotation neutre, la longueur du col mesurée était différente des données constructeurs en raison de la tête inox utilisée qui n'offre pas le même centre de tête que celui des données constructeur.

Les variations de longueur de col sont faibles en raison de la projection de l'épaisseur de la collerette lors des modifications de la flexion ou de la rotation interne, ne permettant pas d'identifier avec précision le point de repère de la base du col (point C) pour la mesure de sa longueur.

Le diamètre de la base

Le diamètre de la base de la tige augmente avec la rotation interne en raison de l'aspect quadrangulaire de la queue de la tige : le diamètre augmente par augmentation de l'épaisseur de la base de la tige.

Discussion

Le contrôle de l'angulation de la tige dans les 3 plans de l'espace mesurée par le système Polaris® est fiable, au vu des résultats: ce premier résultat permet de valider le choix de l'utilisation de cet appareil dans notre expérimentation.

De même, la faible variabilité inter-opérateur dans l'utilisation du logiciel MetrOs pour la mesure radiologique permet de confirmer la validité de son utilisation dans cette étude.

Cependant, l'importante variabilité des résultats dans l'analyse des mesures radiographiques ne nous a pas permis d'établir de corrélation entre les longueurs et angles mesurés et les combinaisons d'angles dans les 3 plans de l'espace, pour plusieurs raisons :

1. Les caractéristiques morphométriques de la tige

Dans le protocole de mesure des radiographies, nous considérons la projection de la tige comme si la prothèse était définie uniquement dans son plan de symétrie YZ en négligeant son épaisseur, contenue selon l'axe X. Or cette épaisseur n'est pas nulle et elle se manifeste sur la projection au niveau de sa collerette et de son épaulement en cas de flexion et au niveau de sa collerette et de la queue de forme quadrangulaire en cas de rotation interne. En cas d'abduction, la projection est peu modifiée : cela a été vérifié en mesurant l'angle que fait l'axe de la tige avec la verticale de la radio et qui correspond à l'angle prédéfini d'abduction.

Une des hypothèses était de pouvoir déterminer la flexion de la tige grâce à la projection du diamètre de sa base : en cas de diamètre augmenté par rapport à la position de référence, l'extrémité de la tige est située vers l'avant donc la tige est en flexion ; en cas de diamètre diminué, la tige est en extension. L'utilisation de cette mesure ne fonctionne qu'en cas de modification isolée de la flexion. Dès que la

rotation est associée, la forme quadrangulaire fausse la mesure en augmentant le diamètre. D'autre part, il s'avère que les modifications de diamètre mesurées sont relativement faibles. Cette mesure importante aurait permis de se passer d'une radio de profil dans l'hypothèse de la détermination des angles sur une radio uniquement de face.

Une autre hypothèse était d'utiliser l'angle cervico-diaphysaire pour la mesure de la rotation interne. Ceci fonctionne uniquement en cas de flexion neutre ou négative où l'angle CC'D augmente avec la rotation interne. En cas de flexion positive, l'angle diminue en cas de rotation interne augmentée.

La détermination de la rotation interne par l'offset n'est pas exploitable en cas de flexion positive. Elle n'est utilisable qu'en cas d'extension de la tige (flexion négative) mais cette situation ne se retrouve pratiquement jamais en pratique clinique donc elle présente peu d'intérêt.

La longueur du col ne peut être utilisée pour la mesure de la rotation interne en raison de l'artéfact lié à la projection de la collerette ne permettant pas de définir avec précision la base de cette collerette.

2. L'existence d'un coefficient d'agrandissement radiologique

Le coefficient d'agrandissement radiologique correspond à la projection de la forme de la tige, à partir d'une source quasi-ponctuelle, sur le récepteur radiologique. Il existe alors une augmentation de la mesure d'un facteur compris entre 1,1 et 1,4 selon la région d'intérêt sur la radiographie.

La correction de cette distorsion est possible par calcul et il pourrait être intéressant de refaire l'acquisition des radiographies en se centrant directement sur le centre de rotation pour mesurer cette différence. Toutefois, la correction apportée ne serait valable que pour les conditions précises de l'expérimentation (distance source-objet et distance objet-plaque), ce qui limite l'intérêt d'une telle correction obligeant à ajouter des contraintes supplémentaires au protocole radiographique.

En définitive, une seule des trois variables d'angle est corrélée avec les mesures effectuées : il s'agit de l'abduction. Cette mesure est indépendante de la projection de la tige et elle se mesure aisément à partir de l'axe de la tige.

La rotation interne n'est pas mesurable en raison de la forme quadrangulaire et des écarts trop faibles d'offset.

La détermination de la flexion pâtit de la variabilité inter observateur et n'est pas mesurable en raison de l'épaisseur de la prothèse à l'épaule.

Conclusion

Il n'a pas été possible de corréliser nos données de mesures aux angulations de la tige dans les trois plans de l'espace en raison principalement de la forme de la prothèse. Le protocole mis en place avec le système de contrôle des rotations Polaris® et le logiciel d'exploitation des radiographies MetrOs semble être suffisamment précis pour réaliser ce type de mesures.

Au vu des erreurs mises en évidence sur la procédure, il pourrait être envisageable de refaire des mesures similaires, en prenant en compte cette fois la totalité de la prothèse avec des données du constructeur plus complètes, notamment sur l'épaisseur de la tige, la collerette et l'épaule. Il

faudrait déterminer le biais lié au coefficient de distorsion en connaissant avec précision la distance entre le foyer de rayons X, la tige et le récepteur.

CHAPITRE 2 : COMPARAISONS TDM PRE ET POST-OPERATOIRES DE L'ANTEVERSION DU COL FEMORAL

La restitution de l'antéversion du col fémoral après arthroplastie totale de hanche a été peu ou pas étudiée. Le positionnement de la tige constitue pourtant l'autre acteur de l'orientation des implants. Son rôle ne peut être négligé. Trois études ont été réalisées.

ETUDE 1

Introduction

L'antéversion de la tige est importante afin de réduire l'effet came des composants, l'instabilité et l'usure des surfaces de contact. Habituellement, deux sortes de techniques sont utilisées pour orienter la tige: soit une cible de 15° soit l'utilisation de repères anatomiques spécifiques au patient. Afin d'obtenir une stabilité primaire avec une tige droite sans ciment, l'ajustement de l'antéversion est très limité en comparaison avec une tige cimentée. Dans le plan transversal, ces limitations d'antéversion sont imposées par la torsion du fémur proximal. Notre question était de savoir si une tige droite sans ciment pouvait restaurer l'antéversion native et ensuite discuter son implication sur le positionnement acétabulaire.

Patients et méthodes

Une étude prospective a été conduite sur une série de 100 prothèses totales de hanche primaires. Un chirurgien sénior a effectué toutes les interventions. Le comité d'éthique a approuvé la réalisation de scanners ainsi que le consentement pour la collecte des données des patients. Cent patients ont été inclus : 66 hommes, 34 femmes avec un âge moyen de 65 ans (25-92). Le côté opéré était le droit dans 57 cas et le gauche pour les 43 autres. Avant l'intervention, les patients ont eu un scanner pour mesurer l'antéversion fémorale native de la hanche à opérer. Cette mesure n'était pas connue par le chirurgien.

Technique chirurgicale.

En décubitus latéral, une voie d'abord postéro-latérale de la hanche était effectuée. Un ancillaire standard était utilisé. Le niveau de résection du col était déterminé par la planification préopératoire afin de reproduire la longueur et l'offset fémoral : habituellement, la coupe se situait à 1 cm au-dessus du petit trochanter. Des râpes d'essai de taille croissante étaient introduites dans le canal médullaire jusqu'au niveau de résection en compactant le tissu spongieux jusqu'à obtenir une stabilité complète sans obtenir un contact cortical (afin de préserver l'os spongieux). La fraise à calcar était utilisée. La version des râpes et donc de l'implant définitif était déterminée par la géométrie du fémur proximal et

non par le chirurgien. Au début, nous maintenions la première râpe parallèle à la corticale postérieure du col. Avec l'augmentation de taille, cette position pouvait changer et être contrainte par la géométrie du fémur proximal. Une tige sans ciment Corail® (Depuy, J&J, Warsaw, IN) a été utilisée dans tous les cas. Cet implant possède 3 déclinaisons : latéralisée, standard et grand offset. C'est une tige en alliage titane forge (Ti6Al4V). La tige est totalement revêtue avec une couche de 155 microns d'hydroxyapatite. Une collerette était utilisée dans tous les cas sauf dans la déclinaison grand offset. L'implant ne possède pas d'antéversion intrinsèque. Après la chirurgie, les patients ont eu un scanner pour déterminer la version de la tige.

Protocole scanner.

Les scanners pré et postopératoires étaient réalisés sur une machine GE HiSpeed CT/i (GE Medical Systems, Milwaukee, WI, USA), les patients étant en décubitus dorsal jambes tendues. Des coupes axiales étaient effectuées du toit de l'acetabulum jusqu'à 1 cm sous le petit trochanter et sur les condyles fémoraux. Les paramètres d'acquisition étaient définis comme suit : champ de vue de 480 mm, matrice de 512x512, épaisseur/intervalle de coupe=3/2 mm. Tension et intensité étaient adaptées à chaque morphologie : de 120 à 140 kV et 150 à 300 mAs pour la hanche et 120 kV, 100 à 150 mAs pour le genou.

Analyse radiographique.

Les 2 côtés étaient étudiés au même moment mais les scanners pré et postopératoires étaient analysés séparément. La première étape a consisté à sélectionner des coupes pertinentes pour l'étude des paramètres anatomiques. Les mesures ont été réalisées sur une station de travail Advantage windows 2.3, GE Medical Systems, Milwaukee, WI, USA.

Trois coupes axiales étaient sélectionnées: une au niveau du centre de la tête du fémur, 1 comprenant le grand axe du col fémoral et 1 avec les points les plus postérieurs des condyles fémoraux. L'antéversion fémorale était calculée comme l'angle entre la tangente aux condyles fémoraux postérieurs et la ligne parallèle au grand axe du col fémoral passant par le centre de la tête du fémur. En postopératoire, le même protocole a été réalisé.

Analyse Statistique.

Une analyse statistique a été effectuée à l'aide du logiciel JMP 7.0 en utilisant le t-test pour échantillons appariés et le coefficient de corrélation de Pearson. Le seuil de significativité était fixé à 0.05. Une comparaison entre les valeurs pré et post opératoires et la latéralité (droite et gauche) était réalisée. Une erreur de 5° était acceptée concernant la mesure de l'antéversion. Pour une différence estimée à 5° et une puissance de 85%, 97 patients étaient nécessaires.

Résultats

Quatre-vingts dix sept scanners ont été inclus dans l'étude. Trois scanners étaient exclus à cause de problèmes techniques durant l'acquisition.

Précision du protocole scanner. Du côté controlatéral, l'antéversion fémorale native était de 13.23° (-2° à 38°) (DS 8.6) en préopératoire et 13.18° (-2.7° à 38°) (DS 8.7) en postopératoire ($p=0.9$). Les valeurs pré et postopératoires étaient très bien corrélées ($r=0.89$, $p<<0.001$) (Figure 53). La précision de la méthode de mesure était évaluée à 0.05° (DS 4°).

Comparaison de l'anatomie préopératoire et de la restauration postopératoire. Du côté opéré, l'antéversion fémorale était significativement modifiée ($p=0.0001$). L'antéversion moyenne était augmentée de 3.5° (DS 8.6°) de $11.3^\circ \pm 9.2^\circ$ (-9° à $+48^\circ$) avant chirurgie à $14.8^\circ \pm 9.6^\circ$ (-4° à 43°) après chirurgie (Tableau 2). La corrélation entre l'antéversion préopératoire et postopératoire était bonne ($r=0.58$, $p<<0.001$) (Figure 54). La différence entre ces 2 valeurs était inférieure à 5° dans 45% des cas ($n=44$), de 5° à 10° dans 31% des cas ($n=30$), de 10° à 15° dans 13% des cas ($n=13$) et plus de 15° dans 10% des cas ($n=10$).

Comparaison entre les côtés droit et gauche. Du côté droit, l'antéversion augmentait significativement plus ($+5.2^\circ$, DS 8.9°) que du côté gauche ($+1.5^\circ$, DS 7.9°) ($p=0.03$). Du côté droit, l'antéversion évoluait de $10^\circ \pm 8.7^\circ$ avant à $15.2^\circ \pm 10.4^\circ$ après chirurgie ($p<0.01$). A gauche, l'antéversion augmentait de $12.8^\circ \pm 9.6^\circ$ à $14.3^\circ \pm 8.7^\circ$ ($p=0.2$).

Discussion

L'anatomie de la hanche native et ses relations avec l'orientation idéale d'une prothèse continue à être un sujet d'actualité débattu. Bien que de nombreuses études se soient intéressées à l'orientation acétabulaire native [24,130-132] et après prothèse [2,18,36,50,87,133,134], peu d'intérêt s'est porté à l'étude de la version fémorale. Dans notre étude, la version fémorale moyenne était de $11.2^\circ \pm 9.2^\circ$ (-9° à 48°), similaire à la moyenne de 11.4° (-20° à 50°) dans d'autres études [135]. Après arthroplastie, l'antéversion moyenne était augmentée de 3.5° jusqu'à $14.8^\circ \pm 9.6^\circ$ (-4° à 43°) en post-opératoire. Cette dispersion de l'antéversion postopératoire avec une tige sans ciment a précédemment été évoquée par nombre d'auteurs (Tableau 3) [57,72,78,136-139]. Par contre, l'antéversion fémorale prothétique n'avait jamais été corrélée à l'antéversion préopératoire.

Nos résultats montrent une bonne corrélation entre la version pré et postopératoire, avec moins de 5° de différence dans 45% des cas et 5° à 10° dans 31% des cas. Dans 24% des fémurs, la différence était de plus de 10° . La modification de la version native survient afin d'optimiser le contact osseux et la fixation initiale d'une tige introduite en press-fit. Pour parvenir à cela, nous n'avons pas forcé d'antéverser la tige mais avons simplement laissé son orientation dictée par la géométrie intra médullaire du fémur proximal. Ainsi, sa position finale est déterminée par l'hélicité fémorale

proximale, l'isthme antéropostérieur au niveau du petit trochanter et le bord postérieur dans les os type A et B de Dorr [136]. Dans le plan horizontal, l'hélictorsion est le paramètre fondamental qui détermine l'orientation intra-médullaire de la tige. Cela correspond à la torsion fémorale dans la zone métaphysaire s'étendant du petit trochanter à la zone d'ostéotomie du col pendant l'arthroplastie [140]. Au contraire, la version fémorale est une mesure extra-médullaire de rotation horizontale au niveau du centre de la tête fémorale. Husmann et al. [140] ont démontré que, bien que la version et l'hélictorsion sont très corrélées, ils ne correspondent pas toujours (différence de plus de 10° dans 25% des cas). Cela correspond à peu près aux 24% de cas de notre étude pour qui la version était modifiée de plus de 10°.

En pratique, durant la préparation du fémur, le chirurgien a un peu de contrôle sur l'orientation des râpes et donc de la tige sans ciment. Cette influence est soulignée par les différences de version survenant selon le côté de la chirurgie et la voie d'abord. Bien que la morphologie des hanches droite et gauche ne diffère pas de façon significative [141], les tiges à droite étaient plus antéversées ($+5.2^{\circ} \pm 8.9^{\circ}$) par rapport au côté gauche ($+1.3^{\circ} \pm 4.2^{\circ}$). C'est la première étude à mettre en évidence la différence de positionnement entre hanches gauche et droite et nous pensons que cela pourrait être dû à la main dominante du chirurgien (droitier). En insérant la râpe puis la tige, un droitier tient préférentiellement le marteau dans la main droite et la râpe dans la gauche. Pour la hanche droite, la main tenant la râpe est tournée en supination. Cette position de préhension n'est pas très naturelle comparée à la pronation. Cette différence subtile semble résulter en une tendance à antéverser la tige. Cela est aussi démontré avec les différentes voies d'abord. Sendtner [137], avec la même tige, mais par voie antérieure mini-invasive, retrouvait une antéversion moyenne de 5.5°, ce qui est significativement inférieure aux 14.8° de notre étude. La rétroversion de la tige due à la difficulté à exposer et mobiliser le fémur par voie antérieure est bien connue.

L'orientation des composants est cruciale pour la survie prothétique et la réduction des complications [139,141]. Deux points de vue coexistent: soit l'utilisation d'une valeur cible (pour chaque composant ou combinée) soit des repères spécifiques au patient. Il est clair d'après nos résultats qu'une cible de 15° pour la tige n'est pas possible à atteindre avec une tige droite sans ciment. En outre, la grande dispersion des valeurs d'antéversion native peut nous interroger sur l'utilisation d'une valeur cible non spécifique. L'utilisation de repères spécifiques à chaque patient consiste à s'aider de la forme et de la structure osseuse et des tissus mous environnant pour guider l'implantation prothétique [142]. En positionnant les implants selon les orientations natives spécifiques au patient et en restaurant la longueur du membre et l'offset, la biomécanique peut être optimale [143]. On peut s'aider pour cela de l'orientation du ligament transverse de l'acetabulum. Le taux de luxation est alors de seulement de 0.6% selon Archbold. Dans notre travail, 75% des tiges étaient positionnées à +/- 10° de l'antéversion native et 90% à +/- 15° indiquant que l'utilisation d'une

tige droite sans ciment est compatible avec la philosophie des repères spécifiques au patient. Néanmoins, la dispersion de l'antéversion prothétique a conduit certains chirurgiens à introduire le concept d'antéversion combinée [64,136,137]. Bien que cette théorie minimise l'effet came tige-cupule dans un modèle idéal, elle ne prend pas en compte la couverture osseuse ou l'orientation et la tension des tissus mous environnants. De plus, l'estimation peropératoire de l'orientation des composants est peu fiable comme l'a montré Ranawat [2,84]. Pour utiliser ce concept d'antéversion combinée, il faut commencer par la préparation fémorale avec une tige sans ciment puisqu'on ne peut la contrôler.

Il y a plusieurs limitations à cette étude. Aucune corrélation entre l'antéversion de la tige et l'hélicorrection du fémur proximal ou les résultats cliniques n'a été réalisée. Nous n'avons pas mesuré comment la tige était positionnée (varus/valgus) ou de taille suffisante par rapport à l'anatomie intra médullaire. Les résultats sont limités à cette tige spécifique bien que son design ait été repris par les autres tiges droites sans ciment sur le marché. Les forces de notre travail étaient son caractère prospectif avec une méthodologie précise et reproductible. Le même chirurgien sénior a effectué toutes les interventions avec le même implant. Le nombre de patients inclus était suffisant pour que la puissance de l'étude soit supérieure à 80%. La tomodensitométrie, considérée comme le gold-standard, a été utilisée pour mesurer l'antéversion fémorale [64,74]. La fiabilité des mesures tomodensitométriques était excellente et c'est la première étude à mesurer l'antéversion de la hanche controlatérale avant et après chirurgie pour cette évaluation.

Ce travail a démontré la grande dispersion des valeurs d'antéversion fémorale native de patients bénéficiant d'une PTH. Les contraintes anatomiques du fémur proximal reflètent cette variabilité dans l'antéversion de la tige. La grande corrélation entre la version pré et postopératoire indique que l'utilisation d'une tige droite sans ciment est en accord avec la philosophie des repères spécifiques au patient pour l'orientation des implants plutôt qu'une zone de sécurité générique.

Mesures (°)	Moyennes	Minimum	Maximum	DS
Version fémorale native	11.3	-9	48	9.2
Version de la tige	14.8	-4	43	9.6
Version native droite	10	-9	36	8.7
Version tige à droite	15.2	-4	43	10.4
Version native gauche	12.8	-4	48	9.6
Version tige gauche	14.3	-2	34	8.7

Tableau 2: versions

Auteurs	Tiges	Abord	N =	Méthodologie	Pré- opératoire	Post-opératoire
Wines [57]	29 Spectron (cimentées), 75 Synergy (sans ciment) (Smith & Nephew) + 7 autres	Hardinge/ postérieure	1 1 1	5 mm	-	16.8° (-15° à +45°) (DS=11.1)
Dorr	81 Anatomic Porous Replacement (sans ciment) (APR) et 28 Zweymüller Alloclassic (Zimmer, Warsaw, IN)	Mini-Post	1 0 9	Prospective, 3D	-	10.2° (DS 7.5) (-8.6° à +27.1°)
Sendtner	Corail (sans ciment) (Depuy, J&J, Warsaw, IN)	Mini- Antérieure	6 0	Prospective	-	5.5° (DS 11) (-19° à +33°)
Pierchon [78]	Müller prosthesis (sans ciment)	Postéro- latérale	5 2	Rétrospective	-	Hanches luxées (n=38) : 16.5° (-30° à +37°) Contrôle (n=14) : 14°
Komeno [138]	-	-	3 8	Rétrospective, comparaison avec hanche controlatérale	-	Luxation postérieure (n=14) : 14.9° (vs. 21.5°) Luxation antérieure (n=6) : 42.5° (vs. 25.3°) Contrôle (n=18) : 24.4° (vs. 22.4°)
Suh [139]	Versys Fiber Metal Taper (sans ciment) (Zimmer, Warsaw, IN)	Postéro- latérale	3 3	Comparaison avec côté controlatéral	-	17.8° (DS=6.3) vs. 14° (DS=6)
Amuwa [72]	Sans ciment	-	8 2		-	10.7° (DS=7.6) (-8.6° à +27.1°)
Notre étude	Corail (sans ciment) (Depuy, J&J, Warsaw, IN)	Postéro- latérale	9 7	Comparaison avant et après chirurgie	11.3° (-9° à 48°) (DS=9.2) vs. 13.23° (- 2 à +38°)(DS 8.6)	14.8° (-4° à +43°) (DS=9.6) Vs. 13.18° (-2.7° à +38°) (DS 8.7)

Tableau 3. Comparaison des différentes études TDM sur l'antéversion fémorale

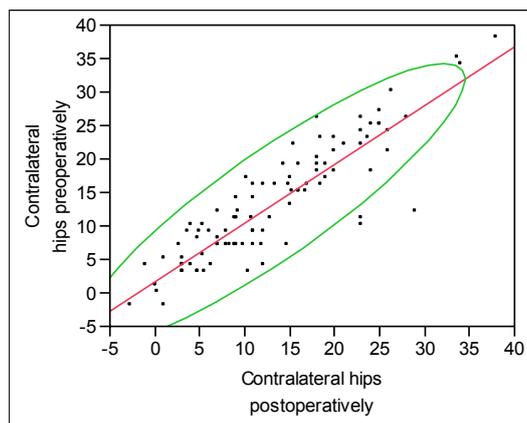


Figure 53 Corrélation de l'antéversion fémorale controlatérale pré et post opératoire ($r=0.89$, $p<<0.001$)

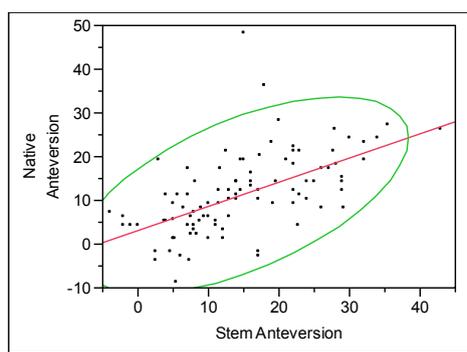


Figure 54. Corrélation de l'antéversion fémorale prothétique à l'antéversion native

ETUDE 2

Introduction

Le but de cette étude était de valider l'utilisation du scanner pour étudier le centre de tête fémorale. Pour cela, nous avons comparé la méthode TDM avec le système Motion Analysis et un bras Faro.

Matériel

Pour réaliser notre étude, nous disposions de 11 fémurs secs : 6 fémurs droits et 5 gauches de taille adulte. Il s'agissait d'un prêt par le responsable du Musée d'anatomie de la faculté de médecine Rockefeller, Mr Neidhart. Sur chaque fémur, nous avons fixé à l'aide de colle 3 billes afin de pouvoir comparer leurs positions selon les différentes techniques (Tomodensitométrie, Motion, Bras Faro).

Une bille était placée sur le grand trochanter, une sur l'épicondyle médial et la troisième sur l'épicondyle latéral. Chaque fémur était posé sur une plaque lisse. Il reposait alors sur les trois points les plus postérieurs du fémur : un à l'extrémité proximale et les deux autres à la face postérieure des condyles distaux. Nous avons dénommé ce plan : le plan bi-condylien postérieur.



Figure 55. Photographie des 11 fémurs secs utilisés dans notre étude

Méthodes

Motion Analysis (figures 56 à 60)

Nous avons réalisé une étude de la position du centre de tête fémorale avec le Motion Analysis du laboratoire de biomécanique de la faculté de médecine LYON SUD. Il s'agit d'un système d'analyse du mouvement utilisant 6 caméras numériques et des marqueurs passifs : sphères de plastiques recouvertes de matériau rétro réfléchissant.

Protocole expérimental

1. Mise en place des 6 caméras en position statique.
2. Phase de calibrage.

Pour cela nous avons utilisé un objet dont la géométrie est connue ce qui permet de déterminer la géométrie interne de la caméra et son positionnement relatif par rapport à l'objet, c'est-à-dire le fémur dans notre cas. Pour cela nous avons utilisé une équerre au centre avec 4 billes rétro réfléchissantes vues par les 6 caméras en statique. Un calibrage dynamique a été effectué dans un deuxième temps. Il s'agissait de déplacer dans le volume utile une tige, appelée « wand », munie de trois marqueurs dont les distances sont parfaitement connues. Cette information complémentaire est utilisée pour optimiser

le calcul des caractéristiques de chacune des caméras, et une précision d'environ 1 mm est alors obtenue dans un large volume.

3. Mise en place des marqueurs :

Nous avons disposé 6 marqueurs rétro réfléchissants au total.

- 3 ont été placés sur un support en bois parfaitement plan, sur lequel reposait le fémur, qui nous servait de plan de référence : P1, P2 et P3.

- 3 ont été placés sur chaque fémur: au sommet du grand trochanter (GT), de l'épicondyle médial (EPM), de l'épicondyle latéral (EPL).

4. Phase de capture :

Nous avons réalisé plusieurs phases de capture :

- Base : le fémur reposant sur son plan en position statique. La situation spatiale du fémur était placée dans le plan de référence défini par les trois points P1,2 et 3. L'origine de ce plan était la bille P1, l'axe x P1-P2, l'axe y P1-P3 et l'axe z orthogonal.

- Palpation de plusieurs points anatomiques à l'aide du palpeur : grand trochanter (sommet) : 1 seconde soit 100 points, base du col du fémur, centroïde : 1 seconde soit 100 points à 5 endroits différents, jonction col-tête : 1 seconde soit 100 points à 5 endroits différents, tête fémorale : 30 secondes soit 3 000 points, condyle médial : 30 secondes soit 3 000 points, condyle latéral : 30 secondes soit 3 000 points, trochlée : 30 secondes soit 3 000 points. La situation spatiale du palpeur était définie dans le plan du fémur défini par les trois billes notées GT, EPM et EPL avec pour axe X EPL-EPM, Y EPL-GT et axe Z la hauteur, orthogonal aux deux premiers axes.

Analyses des données

Des valeurs d'adaptation ont été rendues par le Motion, permettant de vérifier la qualité du calibrage du système.

3D résiduels (mm)	Wand length (mm)
Moyenne 0.36	Moyenne 500.04
Ecart type 0.19	Ecart type 0.32



Figure 56. Vision d'ensemble de la manipulation à l'aide de 6 caméras



Figure 57. Fémur positionné pour le Motion.



Figure 58. Fémur sec et palpeur utilisé pour le Motion

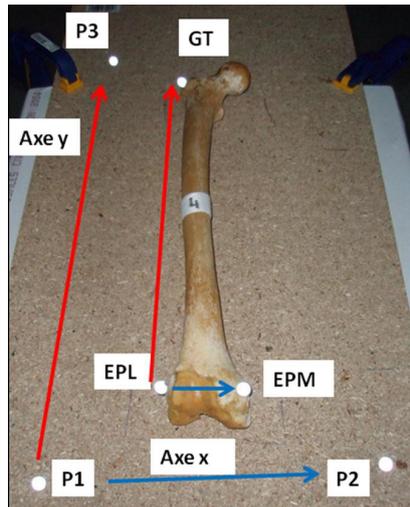


Figure 59. Schéma des différents marqueurs et des repères correspondants

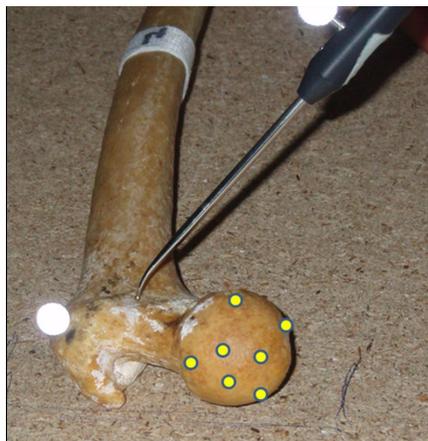


Figure 60. Palpation de la tête fémorale pendant 30 secondes au Motion Analysis.

Nous avons déterminé les coordonnées du centre théorique de tête fémorale à l'aide d'un algorithme des sphères des moindres carrés à partir des points palpés lors de la manipulation.

BRAS FARO (figures 61 à 64)

La manipulation à l'aide du bras Faro a été réalisée à l'IFSTTAR de Bron dont le responsable de la plateforme expérimentale est Mr David MITTON avec l'aide du Docteur en mécanique, Mr François BERMOND. Le Fémur était placé sur un support plat fixé par 2 sangles et reposant sur les trois points les plus postérieurs, donc sur le plan bi-condylien postérieur, de la même façon qu'au Motion.

Protocole expérimental

1. Mise en place du bras Faro.
2. Phase de calibrage.

Celle-ci a été réalisée par la palpation d'une bille métallique de taille connue avec le palpeur du bras Faro.

3. Détermination du repère.

Nous avons placé une équerre sur le plan où reposait le fémur sur l'axe bi-condylien postérieur. Nous avons alors pu déterminer 2 lignes X et Y orthogonales 2 à 2 et un point d'intersection permettant la définition de l'origine O (x, y, z).

4. Phase de capture :

Palpation de plusieurs points anatomiques à l'aide du palpeur : Grand trochanter (sommet) : 1 point, base du col du fémur, centroïde : 5 points à 5 endroits différents, jonction col-tête : 5 points à 5 endroits différents, tête fémorale : 10 points à 10 endroits différents, condyle médial : 5 points à 5 endroits différents, condyle latéral : 5 points à 5 endroits différents, trochlée : 5 points à 5 endroits différents, bille rétro réfléchissante de l'épicondyle latéral (EPL), bille rétro réfléchissante de l'épicondyle médial (EPM), bille rétro réfléchissante du grand trochanter (GT). La situation spatiale du palpeur était définie dans le plan de l'équerre.

Analyse des données

Nous avons déterminé les coordonnées du centre théorique de tête fémorale à l'aide d'un algorithme des sphères des moindres carrés à partir des 10 points palpés lors de la manipulation.



Figure 61. Vue d'ensemble de la manipulation avec le bras Faro.

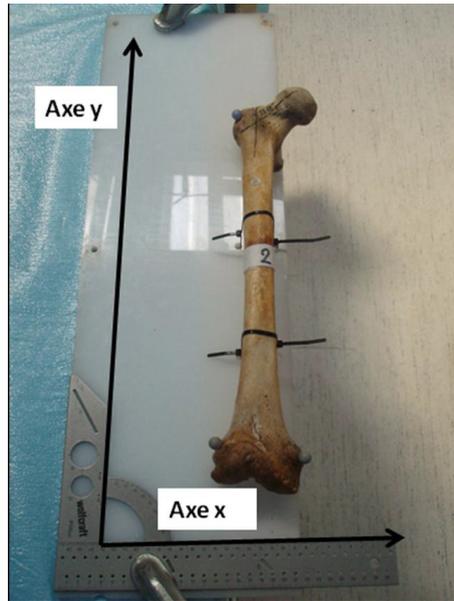


Figure 62. Vue du fémur avec équerre



Figure 63. Palpeur pointe utilisé

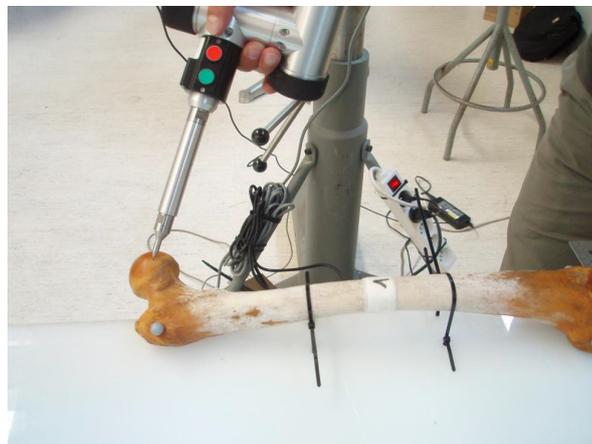


Figure 64. Vue d'une palpation de tête fémorale

TOMODENSITOMETRIE

Un examen tomodensitométrie a été réalisé sur chacun des 11 fémurs. Il nous a permis de définir la position du centre de tête fémorale. L'ensemble de ces examens a été réalisé dans le service de Radiologie du Centre Hospitalier Lyon Sud. L'épaisseur des coupes tomodensitométriques était de 0,67 mm et 0,33 de pas. Les fémurs reposaient lors de l'examen sur un support plan rigide permettant de reposer le fémur sur ses trois points les plus postérieurs. Afin de déterminer un positionnement précis du centre de tête fémorale sur les clichés en vue horizontale, il nous a semblé utile de définir des mesures supplémentaires :

- Nous avons déterminé deux axes : un axe latéro-médial et un axe antéro-postérieur.
- Nous avons défini deux mesures permettant de positionner le centre de tête fémorale dans ces deux plans.

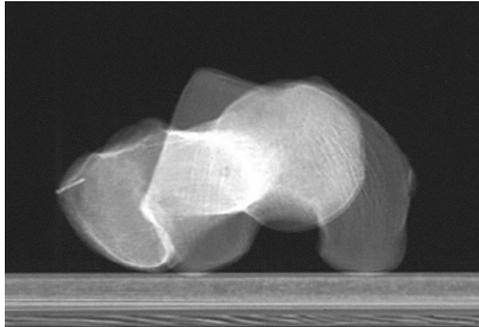


Figure 65. Reconstruction TDM permettant la palpation de points au niveau de la tête fémorale.

Analyse statistique

L'analyse statistique a été réalisée à l'aide du logiciel JMP7. Les tests de comparaisons entre les deux groupes pour les variables continues étaient des tests non paramétriques de Mann & Whitney et Kruskal et Wallis. Le seuil de significativité retenu était $p < 0,05$.

Repère

Lors des 3 examens, des repères différents avaient été utilisés. Il a été nécessaire de réaliser un changement de repère pour pouvoir comparer les coordonnées calculées de la position du centre théorique de tête fémorale par les différents examens. Nous avons utilisé pour repère :

- **Origine** : bille située au niveau de l'épicondyle latéral
- **Axe y** : nous avons utilisé l'axe passant par l'origine et le centre de la bille située au niveau du grand trochanter.
- **Axe x** : nous avons utilisé l'axe passant par l'origine et perpendiculaire au précédent, dans le plan formé par la bille située au niveau de l'épicondyle médial.

- **Axe z** : il s'agissait d'un axe orthogonal aux axes x et y.

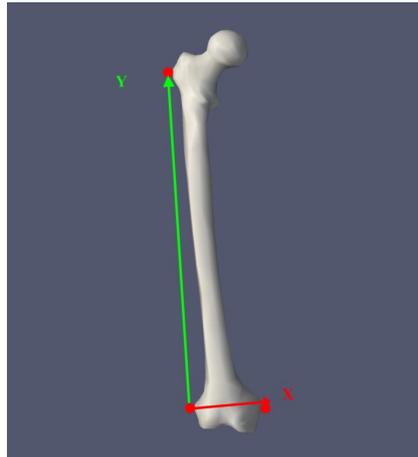


Figure 66. Modélisation du repère choisi

Résultats

Position théorique du centre de tête fémorale

Les coordonnées du centre théorique de tête fémorale ont été calculées selon les 3 méthodes de mesures dans le même repère.

	Coté	X Bras	X	X TDM
Coordonnées		Faro	Motion	
Axe X				
Fémur				
1	D	66,01	66,22	66,26
2	D	62,68	63,58	63,35
3	D	63,39	63,88	64,16
4	D	62,11	62,41	62,09
5	G	52,22	52,72	52,82
6	G	55,20	55,01	54,41
7	G	65,13	64,51	66,12
8	D	63,90	63,65	64,55
9	D	69,79	69,67	69,33
10	D	53,52	52,69	52,90
11	G	46,14	45,91	46,53

Tableau 4. Répartition de la coordonnée X en fonction de l'examen.

Nous avons réalisé une analyse de variance. Les différences des valeurs de x entre les groupes n'étaient pas significatives ($p=0,9968$).

Coordonnées	Coté	Y Bras	Y	Y TDM
Axe Y		Faro	Motion	
Fémur				
1	D	408,13	406,30	407,02
2	D	381,28	379,60	380,69
3	D	438,08	437,40	437,43
4	D	425,62	424,28	426,34
5	G	380,58	380,53	380,81
6	G	387,72	387,76	387,75
7	G	409,86	410,01	410,76
8	D	412,57	411,23	412,93
9	D	394,41	393,12	393,65
10	D	324,93	324,55	325,24
11	G	327,89	327,12	327,45

Tableau 5. Répartition de la coordonnée Y en fonction de l'examen.

Nous avons réalisé une analyse de variance. Les différences des valeurs de y entre les groupes n'étaient pas significatives ($p=0,9982$).

Coordonnées	Coté	Z Bras	Z Motion	Z TDM
Axe		Faro		
Z Fémur				
1	D	1,75	0,58	0,89
2	D	11,75	9,30	11,54
3	D	10,03	9,29	10,00
4	D	-11,40	-13,63	-11,53
5	G	1,56	3,12	1,23
6	G	15,55	14,94	15,83
7	G	-0,32	1,08	-1,64
8	D	-2,99	-4,92	-4,35
9	D	-5,86	-6,55	-5,81
10	D	8,60	8,09	8,45
11	G	0,37	0,33	-0,04

Tableau 6. Répartition de la coordonnée Z en fonction de l'examen.

Nous avons réalisé une analyse de variance. Les différences des valeurs de z entre les groupes n'étaient pas significatives (p=0,9815).

Distance relative entre les centres théoriques	Distance d1= centre FARO-centre	Distance d2= centre FARO-centre TDM	Distance d3= centre TDM-centre
Fémur	MOTION		MOTION
1	1,228179358	1,034097096	0,38428423
2	2,621098896	0,705684273	2,2636203
3	1,489098356	1,021831202	0,92650549
4	2,269281175	0,847608028	2,40674792
5	1,787235902	0,70665447	2,08600595
6	0,708198504	0,846171718	1,08959405
7	1,565809278	1,92268426	3,2265354
8	2,096870688	1,53347756	1,17375674
9	1,160868447	0,917968051	0,8222772
10	1,107222615	0,708951603	0,46970821
11	0,787074779	0,601271039	0,92385589
Moyenne	1,529176182	0,9860363	1,433899216
Ecart-type	0,613260469	0,400677167	0,915582302
Min	0,7082	0,6013	0,3843
Max	2,6211	1,9227	3,2265

Tableau 7. Distance relative entre les centres de tête fémorale théorique

Rayon théorique de la tête fémorale

Fémur	Coté	Rayon r1 Bras Faro	Rayon r2 Motion	Rayon r3 TDM
1	D	24,7	25,22	24,41
2	D	23,29	24,53	22,51
3	D	24,75	25,75	24,5
4	D	20,5	21,94	20,1
5	G	20,51	21,15	19,64
6	G	21,06	21,28	20,85
7	G	24,64	25,76	23,54
8	D	23,94	25,36	23,81
9	D	26,73	27,68	26,57
10	D	17,72	18,36	17,56
11	G	17,92	18,24	17,54
Moyenne	22,34	23,2	21,91	

Tableau 8. Répartition du rayon de tête fémorale en fonction du type d'examen.

Il nous a été possible de calculer le rayon de la sphère théorique de tête fémorale à partir des points palpés lors des manipulations au Motion et au Bras Faro. Nous avons réalisé une analyse de variance. Les différences des valeurs du rayon de la sphère théorique entre les groupes n'étaient pas significatives ($p=0,6028$).

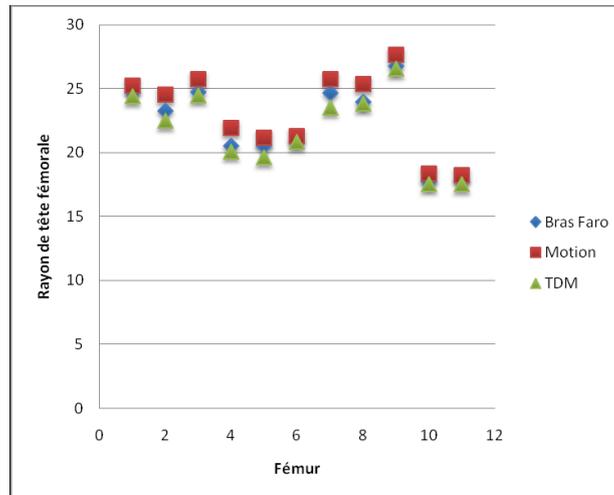


Figure 67. Répartition du rayon de tête fémorale

Fémur	Coté	Rayon Bras Faro- Motion	Rayon Bras Faro- TDM	Rayon Motion- TDM
1	D	-0,52	0,29	0,81
2	D	-1,24	0,78	2,02
3	D	-1	0,25	1,25
4	D	-1,44	0,4	1,84
5	G	-0,64	0,87	1,51
6	G	-0,22	0,21	0,43
7	G	-1,12	1,1	2,22
8	D	-1,42	0,13	1,55
9	D	-0,95	0,16	1,11
10	D	-0,64	0,16	0,8
11	G	-0,32	0,38	0,7
Moyenne	-0,86	0,43	1,29	
Ecart-type	0,42	0,33	0,58	
Min	-1,44	0,13	0,43	
Max	-0,22	1,1	2,22	

Tableau 9. Différence du rayon de la sphère théorique entre les méthodes

Discussion

Méthode d'évaluation du centre de la hanche

Navigation chirurgicale

La navigation chirurgicale est un outil aidant le chirurgien à placer plus précisément les implants d'une prothèse totale de hanche : meilleure restitution de la longueur du membre, de la latéralisation et de l'antéversion.

Tomodensitométrie

L'examen tomodensitométrique permet de déterminer précisément le centre théorique de la tête fémorale et peut donc aider à contrôler le bon positionnement des implants. Cette méthode avec imagerie tomodensitométrique est considérée par certains auteurs comme le gold standard.

Analyse comparative

Position du centre de tête fémorale

Dans notre étude, nous n'avons pas retrouvé de différence significative entre les positions calculées du centre de tête fémorale par l'examen tomodensitométrique et celle supposée être le gold standard : le Motion Analysis et le Bras Faro. La distance moyenne entre les centres calculés par le Bras Faro et la tomodensitométrie était de 1 mm, entre le Bras Faro et le Motion de 1,5 mm et entre le Motion et la tomodensitométrie de 1,4 mm.

Rayon de la tête fémorale

Le rayon calculé par les différentes méthodes n'était pas statistiquement différent. La différence moyenne la plus importante était de 1,3 mm entre le rayon obtenu par les données du Motion et celui de la tomodensitométrie.

Conclusions

Les données comparatives de la position du centre de tête fémorale obtenues par les 3 méthodes différentes (Bras Faro, Motion Analysis et TDM) n'étaient pas statistiquement différentes.

L'utilisation du scanner est donc possible en pratique clinique pour effectuer une étude du centre de tête fémorale avant et après mise en place d'une prothèse totale de hanche. Il sera alors possible de comparer la restitution de l'antéversion et de la latéralisation du centre de tête fémorale par rapport à la situation préopératoire.

ETUDE 3

Introduction

A partir des résultats de l'étude précédente qui ont montré la fiabilité du scanner, nous avons conduit une étude préliminaire de la position du centre de la tête du fémur avant et après arthroplastie totale de hanche primaire.

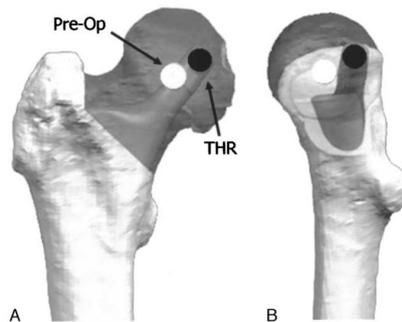


Figure 68. Positions de la tête fémorale avant et après chirurgie (Noble [121])

Matériel et Méthodes

Patients

Quatre patients ont été inclus dans cette étude prospective préliminaire : 3 hommes et 1 femme, d'âge moyen 48 ans (27-63). Les patients devant bénéficier d'une prothèse totale de hanche avec couple dur-dur ont été inclus dans cette étude préliminaire.

Tomodensitométrie

Tous les patients ont eu une tomodensitométrie avant et après prothèse totale de hanche. Les scanners étaient réalisés pendant l'hospitalisation à 4 jours d'intervalle. Un protocole détaillé était fourni au radiologue : scanner des 2 membres inférieurs des crêtes iliaques aux condyles fémoraux avec des coupes axiales de 1,5 millimètre.

Analyse des scanners

Les images DICOM étaient téléchargées dans le logiciel Amira®. Ce logiciel permet la reconstruction, à partir des coupes axiales, en coupes sagittales et frontales ainsi qu'une vue 3D. A partir des images dans les 3 plans de l'espace, on prenait 9 points en périphérie de la tête du fémur. Ces points permettaient ensuite de calculer la position 3D du centre de la tête du fémur.

Repère GT (figure 69)

On repérait 3 points sur le grand trochanter (GT) : le point le plus latéral (O), le plus postérieur (P) et le plus antérieur (A). A partir de ces 3 points, on définissait un repère orthonormé direct avec O pour origine, X, Y et Z. X se dirigeait de O vers P, Z de O vers A et Y perpendiculaire au plan vers le bas (côté gauche) ou vers le haut (côté droit). Le plan XZ, horizontal, nous a permis de calculer l'angle d'antéversion (avec pour origine O) entre le centre de tête préopératoire et postopératoire.

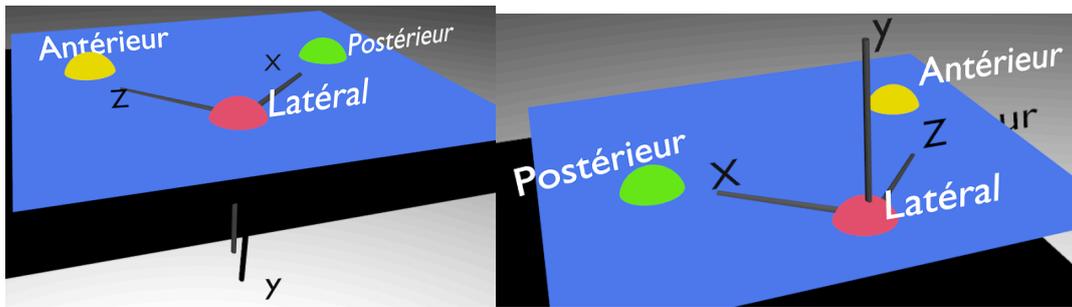


Figure 69. Repère du grand trochanter (fémur gauche et droit)

Repère condylien (figure 70)

Deux points étaient choisis au niveau des condyles : le point le plus postérieur des condyles médial (M) et latéral (L). Un repère orthonormé direct était défini. O était le point latéral du GT. X vers les condyles, Y vers l'avant et Z vers l'extérieur (à droite) ou vers l'intérieur (à gauche). Le plan YZ a été, de la même façon que précédemment, utilisé pour calculer l'angle d'antéversion du centre de tête fémorale.

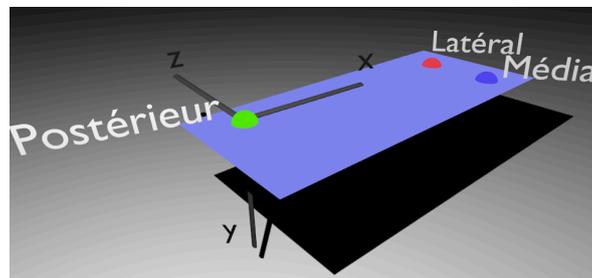


Figure 70. Repère condylien

Le centre de la tête fémorale était ensuite défini au sein de chaque repère.

Résultats (tableaux 10 et 11)

Les coordonnées du centre de tête fémorale ont été calculées dans chaque repère en pré et post opératoire.

Repère GT	O PREOP	O POST OP	DC PRE OP	DC POST OP	L PREOP	L POST OP	B PREOP	B POST OP
X	48,26	57,7	39,26	49,16	33,29	38,65	42,7	45,4
Y	-39,9	-10,39	3,52	-7,13	-12,29	9,56	-13,15	-5,66
Z	-46,99	-56,8	-56,8	-55,2	51,4	57,89	54,1	63,4

**Tableau 10. Coordonnées du centre de tête fémorale avant et après prothèse totale de hanche (repère GT)
(en mm)**

Repère condylien	L PREOP	L POST OP	B PREOP	B POST OP
X	-26,3	-34,1	-14,4	-23,1
Y	-38,7	-35,09	-34,6	-34,96
Z	24,6	32,9	41,9	49,1

Tableau 11. Coordonnées du centre de tête fémorale avant et après prothèse totale de hanche (repère condylien) (en mm)

Dans le repère GT, le centre de tête était en moyenne rétroversé de 4.8° (-7° à $+2.7^\circ$) (figure 71).

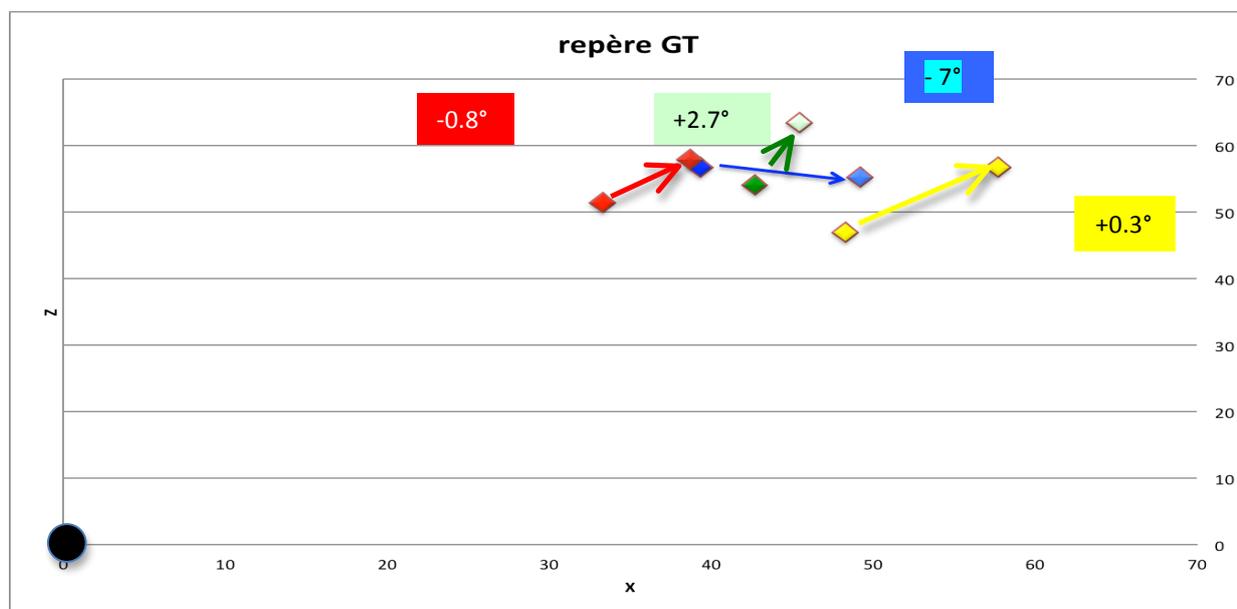


Figure 71. Localisation du centre de tête fémorale avant et après PTH dans le plan XZ selon le repère GT (modifications d'antéversion en degrés)

Dans le repère condylien, les centres de tête étaient antéversés en moyenne de 7.5° .

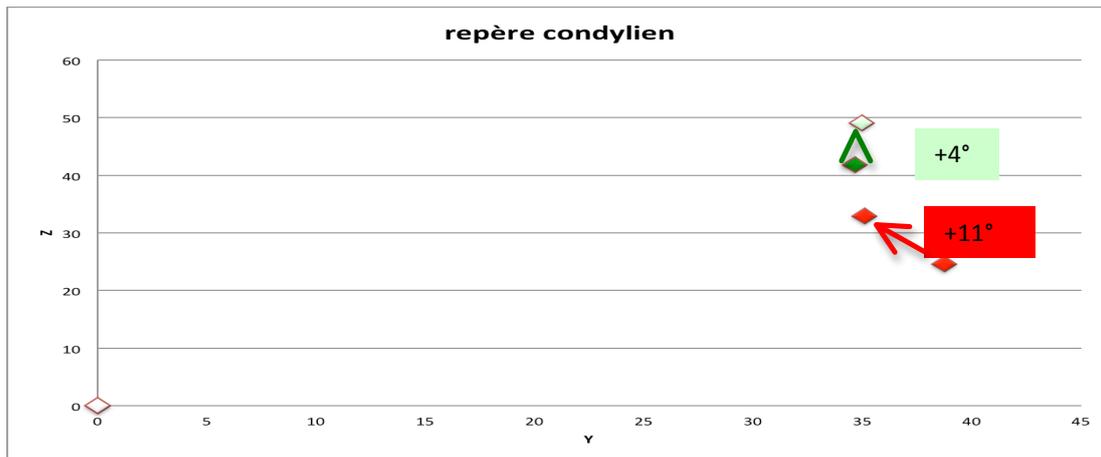


Figure 72. Localisation du centre de tête fémorale avant et après PTH dans le plan YZ selon le repère condylien (modifications d'antéversion en degrés)

Pour le patient L, le centre de tête semblait être faiblement rétroversé en postopératoire dans le repère GT (-0.8°) alors qu'il était fortement antéversé (+11°) dans le repère condylien. Pour le patient B, les résultats étaient semblables dans les 2 repères GT et condylien : respectivement +2.7° et +4°.

Discussion

Les résultats des 2 repères sont très différents pour les 2 patients que nous avons pu étudier. Nous avons évalué la reproductibilité de positionnement des points du repère GT et de ceux du repère condylien (tableau 12) entre le scanner pré et post-opératoire. La précision des points sur le GT était, en moyenne, de 1.6 mm (0.04 à 6.9) avant et après chirurgie. La précision des points condyliens, dans le repère GT, était en moyenne de 23 mm (0.4 à 87 mm). Ceci ne signifie pas que les points condyliens étaient définis avec moins de précision, puisque c'était plutôt le contraire en pratique, mais que l'utilisation de points assez proches sur le GT entraîne la définition d'axes plus aléatoires.

Patient L					
Pré-opératoire	Antérieur	Postérieur	Pré-opératoire	Médial	Latéral
X	-19,3466068	6,40527233	X	113,422643	71,46115293
Y	15,3840287	-15,1527863	Y	272,974955	258,625381
Z	-16,765383	-28,1752099	Z	228,879536	245,9709357
Post-opératoire			Post-opératoire		
X	-12,4405392	7,09156591	X	119,305151	78,93832751
Y	19,38882	-16,3688565	Y	323,757468	315,2181149
Z	-16,6551807	-27,395867	Z	141,300073	163,8054549
Différentiel			Différentiel		
X	6,9060676	0,68629358		5,882508	7,47717458
Y	4,0047913	-1,2160702		50,782513	56,5927339
Z	0,1102023	0,7793429		-87,579463	-82,1654808
Patient B					
Pré-opératoire	Antérieur	Postérieur	Pré-opératoire	Médial	Latéral
X	-14,3108699	1,89583384	X	56,7713285	19,26739133
Y	15,1656152	-23,9616367	Y	334,315786	312,4013291
Z	-23,6036357	-25,3860253	Z	140,145642	168,1425161
Post-opératoire			Post-opératoire		
X	-13,6181877	1,85495519	X	51,6807657	18,83836944
Y	14,3984044	-25,0152289	Y	337,757564	317,6660913
Z	-26,1477745	-24,1703365	Z	126,93417	154,5384149
Différentiel			Différentiel		
X	0,6926822	-0,04087865		-5,0905628	-0,42902189
Y	-0,7672108	-1,0535922		3,441778	5,2647622
Z	-2,5441388	1,2156888		-13,211472	-13,6041012

Tableau 12. Coordonnées des points antérieur et postérieur du GT dans le repère condylien et des points médial et latéral dans le repère GT (en mm).

Ces résultats préliminaires, assez divergents, nécessiteront une étude avec l'inclusion d'un plus grand nombre de patients afin de pouvoir comparer l'utilisation de chaque repère et d'avoir une idée statistiquement significative de l'antéversion post opératoire avec la tige droite sans ciment que nous utilisons.

CHAPITRE 3 L'OFFSET FEMORAL

L'offset fémoral ne constitue pas, à proprement parler, un problème d'orientation des implants mais plutôt une question de positionnement qui est le sujet de ce travail. La latéralisation, ou offset, du fémur peut se définir par rapport à la tête fémorale, au bassin, à la cupule et dépend de la hauteur de coupe, de la longueur du col et du design prothétique. Le but de cette étude était d'analyser la reproduction de l'offset après prothèse totale de hanche à l'aide d'une tige sans ciment disponible en 3 gammes : standard : angle cervico-diaphysaire 135°, Coxa vara ou latéralisée : 125° et High offset : 135°, latéralisation 5 mm.

Introduction

Selon la littérature, il semble important de restaurer le bras de levier des muscles abducteurs lors d'une arthroplastie de hanche. Cette conservation de latéralisation fémorale permettrait la récupération fonctionnelle en améliorant le moment de force des muscles abducteurs [61,144], augmentant l'amplitude de mouvement de la hanche [145] et évitant les boiteries [66,105,146,147]. La restitution du bras de levier diminuerait l'usure du PE [148,149] et le risque de luxation [61,106,150]. La restauration du centre de rotation de la hanche améliorerait la fixation des implants [151]. Cela explique l'utilisation d'une gamme de tiges latéralisées en plus des tiges standard.

Le premier objectif de cette étude était de réaliser une évaluation des avantages d'une gamme latéralisée pour restaurer la biomécanique de la hanche. Le deuxième objectif était d'évaluer cliniquement et radiographiquement cette population par une analyse du remodelage osseux péri prothétique durant la première année postopératoire.

Matériels et Méthodes

Patients

Entre Janvier 2007 et décembre 2008, 407 patients ont été opérés consécutivement par le même chirurgien sénior dans notre service. Les critères d'inclusion étaient : prothèse totale de hanche primaire pour arthrose ou nécrose sur une hanche centrée et l'utilisation d'une tige latéralisée. Les critères d'exclusion étaient : l'utilisation d'une tige standard et les hanches excentrées (dysplasie, arthrose post-traumatique, protrusion ou luxation). Cent trois patients (106 hanches, 48 gauche et 58 droite), 74 hommes et 29 femmes, étaient inclus dans l'étude. L'âge moyen lors de l'opération était de 64.7 ans (30 to 93).

Les implants acétabulaires étaient : Pinnacle® (céramique-céramique) (Depuy, J&J) et Sunfit TH® (double-mobilité, céramique ou métal-PE) (Serf, Décines, France).

Les tiges implantées étaient des implants latéralisés Corail® (Depuy, J&J) de 2 types: High-Offset (KHO) avec 7 mm de latéralisation et un ACD de 135° ou latéralisée (KLA) avec 7-mm de latéralisation, 5-mm de varisation et un angle de 125°.

Méthodes

Avant 70 ans, Pinnacle® était utilisée dans 60 cas. Après 70 ans, la double mobilité était implantée dans 46 hanches.

Analyse clinique

Tous les patients étaient soumis à une évaluation clinique utilisant les scores de Harris et Postel-Merle d'Aubigné [152].

Analyse radiologique

La planification préopératoire était toujours réalisée sur une radiographie du bassin de face: rotule au zénith et agrandissement 1.18. Le but de cette planification était la restauration de la longueur du membre et la reproduction de la latéralisation globale afin de préserver la fonction du muscle moyen fessier.

Le remodelage osseux était analysé à l'aide des scores ARA et d'Engh & Massin [153].

Les radiographies numérisées de chaque patient debout, rotule dans le plan frontal, ont été effectuées avant chirurgie et au dernier recul. Deux observateurs indépendants ont mesuré les paramètres extra et endo-médullaires:

- Angle cervico-diaphysaire (ACD) : angle entre l'axe diaphysaire et l'axe du col,
- Bras de levier des abducteurs (BLA) ;
- Angle d'action du moyen fessier (AAMF) ;
- Offset fémoral;
- Offset acétabulaire lié au bras de levier du poids: BLP;
- Diamètre endo-fémoral proximal et distal;
- Evasement fémoral.

L'offset global définit la somme du BLP et du BLA, c'est-à-dire la distance sur une radio entre la symphyse pubienne et le point le plus latéral du grand trochanter. Les données étaient analysées avant et après chirurgie.

Analyse statistique

L'analyse statistique était réalisée avec JMP 7.0. Les tests de comparaison entre les 2 groupes pour les variables continues étaient Mann-Whitney et Kruskal-Wallis. Le test exact de Fisher était utilisé pour les variables ordinales. Pour les corrélations, le coefficient de Spearman était utilisé. Le seuil de significativité était $p < 0.05$.

Résultats

Tous les patients ont été revus avec un recul minimal de 12 mois [13-32].

Aucune infection post-opératoire n'a été retrouvée. Une luxation isolée à 3 mois a été observée. Le score PMA variait de 9.1 avant à 17.1 après chirurgie; 2/3 des patients avaient d'excellents résultats (18/18) à 1 an. Le score Harris augmentait de 30, avant, à 91 après chirurgie. Aucune douleur de cuisse n'est survenue ; 2 patients se plaignaient de douleur à l'insertion du moyen fessier à l'effort. Les données descriptives sont répertoriées dans le tableau 13.

	Préopératoire	Dernier recul	p
ACD	126.5° [108.5 ; 139.7]	129.9° [118 ; 140.6]	<0.0001
AAMF	11.1° [5.5 ; 18]	11.3° [7 ; 18]	NS
BLA	57.5 mm [46.4 ; 77]	59.3 mm [48 ; 72]	0.02
Offset Fémoral	46.9 mm [35.6 ; 67.4]	49.8 mm [37 ; 64.1]	<0.0001
Offset Acétabulaire	90.1 mm [73.5 ; 108]	82.5 mm [68 ; 97.4]	<0.0001
Offset Global	137 mm [118 ; 149]	132.3 mm [115.6 ; 142.8]	0.004

Tableau 13: Evolution des paramètres endo- et extra-médullaires

Avant chirurgie, l'offset global était en moyenne de 137 mm±11.5, l'offset fémoral de 46.9mm±6.3, l'offset acétabulaire de 90.1mm ±6.7, l'AAMF de 11.1°±2.3. Le BLA moyen était de 57.5mm±6.7, et l'évasement de 0.28±0.05.

L'offset fémoral était corrélé au BLA (p<0.0001) et à l'AAMF (p<0.006), mais non corrélé à l'évasement (p=0.7). Au dernier recul, l'offset global était de 132.3 mm±12.5, l'offset fémoral de 49.8 mm±4.7, l'offset acétabulaire ou BLP de 82.5 mm ±6.8, l'AAMF de 11.3°±2. Le BLA était de 59.3 mm±5.

L'offset fémoral augmentait de 3.1mm (7.8%). L'offset acétabulaire diminuait de 7.4mm (8%); la cupule était donc médialisée en moyenne de 7.4mm, avec un maximum de 11.8mm (tableau 14).

	En mm	En %
<i>BLA</i>	2.1 mm [-13.5 ; 17.2]	4.5 % [-19.96 ; 32.4]
<i>Offset fémoral</i>	2.9 mm [-11 - 21]	7.4 % [-17.5 - 50]
<i>Offset acétabulaire</i>	-7.6 mm [-23.7 - 11.8]	- 8.2 % [-23.2 ; 13.8]
<i>Global offset</i>	-4.7 mm [-28 ; 24]	-3.2 % [-19 ; 19.3]

Tableau 14: Variation des paramètres endo- et extra-médullaires avant et après chirurgie

L'offset fémoral et le BLA augmentaient après chirurgie ($p < 0.0001$), mais l'offset acétabulaire et l'offset global diminuaient ($p < 0.0001$). L'AAMF demeurait stable ($p = 0.8$).

Le score ARA était de 5.7 et Engh & Massin de 23.4.

Discussion

Les paramètres extra-médullaires permettent d'obtenir une reconstruction biomécanique favorable de la hanche. L'utilisation d'implants latéralisés conduit à une augmentation modérée de l'offset fémoral et du BLA sans affecter l'AAMF. La nature indépendante de l'offset fémoral et des paramètres endo-médullaires renforce notre opinion en faveur de l'utilisation de tiges avec col non-homothétique.

Les implants latéralisés ont été utilisés consécutivement chez 103 patients parmi une cohorte de 407 PTH durant la même période, soit 25% des cas (tableau 15). En théorie, 30% des hanches nécessitent une tige latéralisée selon une étude anatomique. Trente quatre KLA ont été utilisées contre 72 KHO. Le remodelage osseux autour de la tige latéralisée était comparable à un implant standard [154].

L'AAMF demeurait stable après arthroplastie malgré une légère diminution de l'offset global. La biomécanique du MF n'était donc pas totalement restaurée mais ceci sans conséquence clinique. Ces 2 éléments démontraient que l'offset global était plus pertinent que l'AAMF pour analyser la biomécanique de la hanche. Cet offset était bien respecté : de 137mm avant à 132.3mm après chirurgie. Cette préservation de l'offset global était obtenue au prix d'une augmentation du BLA due à une diminution du BLP. Durant l'intervention, nous avons observé la médialisation du centre prothétique par rapport au centre anatomique de la hanche. En moyenne, il y avait une médialisation de 7.6 mm. Ainsi le placement de la cupule sur l'arrière fond conduit à une médialisation automatique. Pour compenser cette médialisation, le BLA était augmenté (de 4.5%) en augmentant l'offset fémoral de 7.5%. L'augmentation d'offset fémoral n'avait pas d'impact clinique dans la plupart des cas.

Dans deux cas, des douleurs à type de tendinopathies du MF étaient rapportées dues à un offset global

post-opératoire excessif de 8 et 15 mm. Cela concernait 2 femmes avec varus fémoral et un offset fémoral de moins de 40 mm. L'utilisation de tige latéralisée permettait de ne pas allonger le membre mais provoquait une tension excessive du MF et un col court était utilisé. Un cas d'augmentation de l'offset global du même ordre n'entraînait pas de douleur glutéale. Le respect de l'intégrité du MF était nécessaire mais insuffisant pour un bon résultat. Le point d'application de la force du MF doit être respecté dans son site d'attachement et sa direction. Il était donc nécessaire de respecter la position relative de son insertion c'est-à-dire la position relative du fémur (GT) et du bassin. La force du MF était exprimée sur les radios par l'AAMF et l'offset global.

Harris [152] a appliqué les avantages biomécaniques de la latéralisation. En augmentant le BLA, la force abductrice était réduite, la résultante articulaire également, la stabilité prothétique était augmentée et le risque d'effet came fémur-bassin était réduit. L'augmentation du BLA et la médialisation acétabulaire diminuaient les contraintes articulaires de la hanche [152,155].

Quand l'offset fémoral préopératoire est supérieur à 45mm, une tige latéralisée (KHO) doit être utilisée. Cela permet de restaurer le BLA. Entre 40 et 45 mm, un implant latéralisé compense la médialisation acétabulaire. En dessous de 40 mm, une tige latéralisée doit être utilisée seulement en cas de médialisation excessive de la cupule afin de préserver l'offset global.

Points clés :

- Une latéralisation insuffisante entraîne une claudication.
- À cause de la médialisation automatique de la cupule, si au moins 75% de l'offset ne peut pas être restauré, une claudication apparaît.
- Dans 25% des arthroplasties, un implant latéralisé doit être utilisé (1/3 KLA et 2/3 KHO)
- L'offset global doit être restauré. Toute augmentation est toujours dommageable
- KHO doit être utilisé en cas d'offset préopératoire supérieur à 45mm.
- Une bonne planification doit être réalisée.

	Groupe 1			Groupe 2			Groupe 3		
	Préop	Post op	p	Préop	Post op	p	Préop	Post op	p
	Offset fémoral <40mm N=14 KLA=5 / KHO=7			40mm<offset fémoral<45mm N=34 KLA=12 / KHO=22			Offset fémoral>45mm N=60 KLA=17 / KHO=43		
AAMF	12.5 ° [10 ; 16]	11.1 ° [8.7 ; 14.1]	NS	11.7 ° [5.5 ; 18]	11.7 ° [8.2 ; 18]	NS	10.5 ° [6.5 ; 16.3]	11.1 ° [7 ; 15.9]	NS
BLA	52.4 mm [47.2 ; 57.4]	59.6 mm [53.3 ; 67)	0.0003	55.05 mm [46.4 ; 68.8]	58.7 mm [47 ; 69]	0.01	60 mm [48.2 ; 77.1]	59.7 mm [49.6 ; 72.1]	NS
Offset Fémoral	37.7 mm [35.6 ; 39.9)	45.9 mm [39.3 ; 54]	<0.000 1	43 mm [40.2 ; 45]	48.8 mm [37.7 ; 64.2]	<0.000 1	50.9 mm [45.1 ; 67.4]	51.1 mm [39.5 ; 62.9]	NS
Offset Acétabulaire	87.2 mm [81.7 ; 94.5]	81.7 mm [77.6 ; 97.4]	0.02	87.8 mm [78.6 ; 100.7]	80.5 mm [72.8 ; 90.2]	<0.000 1	91.9 mm [73.4 ; 108]	83.8 mm [68 ; 95]	<0.000 1
Offset Global	124.9m m [117.8- 134]	127.7 mm [117.4- 137]	NS	130.9 mm [121.8- 142.8]	129.3 mm [125.6- 145.7]	NS	142.9 mm [0,8-46,3]	134.9 mm (116.4- 154.9)	<0.000 1

Tableau 15: Offset fémoral: sous-groupes

SIXIEME PARTIE : POSITIONNEMENT COMBINÉ DES IMPLANTS

AMPLITUDES DE MOUVEMENT PROTHÉTIQUE

Introduction

Comme on l'a déjà noté, les luxations de PTH peuvent être causées par un mauvais positionnement de la tige ou de la cupule mais l'orientation relative (combinée) des implants peut également être en cause. De plus, le contact peut être un conflit prothèse-prothèse, prothèse ou os-os.

A partir des équations de Yoshimine, nous avons voulu mettre en pratique les calculs d'amplitude de mouvement prothétique chez des patients opérés qui présentaient un problème d'effet came. Nous avons appliqué les calculs d'orientation des composants avec la connaissance des angles d'oscillation prothétique afin de connaître les mobilités intrinsèques prothétiques à partir d'une radiographie du bassin de face et/ou d'une tomodensitométrie.

Nous avons donc mesuré les 5 facteurs : l'angle d'oscillation (donnée constructeur), Inclinaison de la cupule, Antéversion de la cupule, Angle de la tige dans le plan horizontal et Antéversion du col fémoral.

Les seuils limites d'amplitude de mouvement prothétique choisis, en accord avec la littérature, étaient de :

<u>FLEXION</u>	<u>> 130°</u>
<u>EXTENSION</u>	<u>> 30°</u>
<u>RE</u>	<u>> 40°</u>
<u>RI</u>	<u>> 80°</u>
<u>ABD</u>	<u>> 50°</u>
<u>ADD</u>	<u>> 50°</u>

Figure 73. Seuils de tolérance des amplitudes de mouvement prothétiques (en degrés)

Patient 1

Ce patient a été opéré par voie postérieure en 2005. Il a subi 4 épisodes de luxation antérieure. L'angle d'oscillation est une donnée du constructeur qui nous a été communiqué par le fabricant des implants. On a donc mesuré les antéversions et inclinaisons de la cupule et du col de la tige. Grâce aux équations de Yoshimine, nous avons pu calculer les amplitudes prothétiques avant effet came avec un tel positionnement des implants. Dans ce cas, nous pouvons constater que les amplitudes en extension et rotation externe sont insuffisantes, ce qui entraîne un effet came précoce à l'origine des luxations en

avant (figures 74 et 75). Le facteur à l'origine des luxations semble être lié au mauvais positionnement des implants dans ce cas.



Figure 74. Radiographie du bassin de face du patient 1 (hanche gauche).

<u>Angle d'oscillation (Théta) (rad)</u>	<u>2,18</u>
<u>Abduction cotyle (alpha) (rad)</u>	<u>0,77</u>
<u>Antéversion cotyle (beta) (rad)</u>	<u>0,52</u>
<u>Angle d'inclinaison col / horizontale (a) (rad)</u>	<u>0,84</u>
<u>Antéversion col/verticale (b) (rad)</u>	<u>0,49</u>
E1	0,105
D1	0,40
G1	0,03
H1	0,36
I1	0,41
FLEXION (rad)	2,48
EXTENSION (rad)	0,34
E2	-0,003
D2	0,27
G2	-0,0008
H2	0,38
I2	0,41
ROTATION EXT	0,40
ROTATION INT	2,75
E3	0,62
D3	0,30
G3	0,58
H3	-0,0496
I3	0,78
ABDUCTION	0,82
ADDUCTION	0,63
<u>FLEXION (°)</u>	<u>141,8</u>
<u>EXTENSION (°)</u>	<u>19,4</u>
<u>RE (°)</u>	<u>23,1</u>
<u>RI (°)</u>	<u>157,5</u>
<u>ABD (°)</u>	<u>47,1</u>
<u>ADD (°)</u>	<u>36,2</u>

Figure 75. Calcul des amplitudes de mouvement prothétiques du patient 1.

Patient 2

Ce patient a été opéré par voie postérieure d'une PTH en 2004. Elle s'est plainte de douleurs de sa hanche gauche en 2009 avec à la radiographie, des géodes du toit. Elle avait bénéficié d'un couple métal-métal Métaşul, qui pouvait faire supposer un effet came à l'origine de débris métalliques. Nous avons donc calculé le ROM prothétique des implants en place (figure 76). Les résultats montrent un déficit en flexion et adduction, pouvant causer un effet came précoce à l'origine d'une usure prématurée des implants.

<u>Angle d'oscillation (Theta)</u>	<u>2,18</u>
<u>Abduction cotyle (alpha)</u>	<u>0,94</u>
<u>Antéversion cotyle (beta)</u>	<u>0,42</u>
<u>Angle d'inclinaison col / horizontale (a)</u>	<u>1,08</u>
<u>Antéversion col/verticale (b)</u>	<u>0,20</u>
<u>FLEXION (°)</u>	<u>121,2</u>
<u>EXTENSION (°)</u>	<u>35,4</u>
<u>RE (°)</u>	<u>51,8</u>
<u>RI (°)</u>	<u>132</u>
<u>ABD (°)</u>	<u>83,2</u>
<u>ADD (°)</u>	<u>30,3</u>

Figure 76. Calcul des amplitudes de mouvement prothétiques du patient 2.

Patient 3

Ce patient a été opéré de la hanche gauche par voie postérieure en 2006. Dans les suites, il a subi 3 luxations postérieures de hanche. Nous avons calculé à l'aide des équations ses amplitudes prothétiques (figure 77). Toutes les amplitudes étant normales, le positionnement des implants n'est pas en cause dans ce cas, il faut chercher d'autres causes liées au patient : effet came osseux, mouvement interdit...

<u>Angle d'oscillation (Theta)</u>	2,5
<u>Abduction cotyle (alpha)</u>	0,98
<u>Antéversion cotyle (beta)</u>	0,49
<u>Angle d'inclinaison col / horizontale (a)</u>	0,87
<u>Antéversion col/verticale (b)</u>	0,12
<u>FLEXION</u>	<u>169,8</u>
<u>EXTENSION</u>	<u>52,3</u>
<u>RE</u>	<u>56,6</u>
<u>RI</u>	<u>136</u>
<u>ABD</u>	<u>82,5</u>
<u>ADD</u>	<u>50,1</u>

Figure 77. Mobilités prothétiques du patient 3

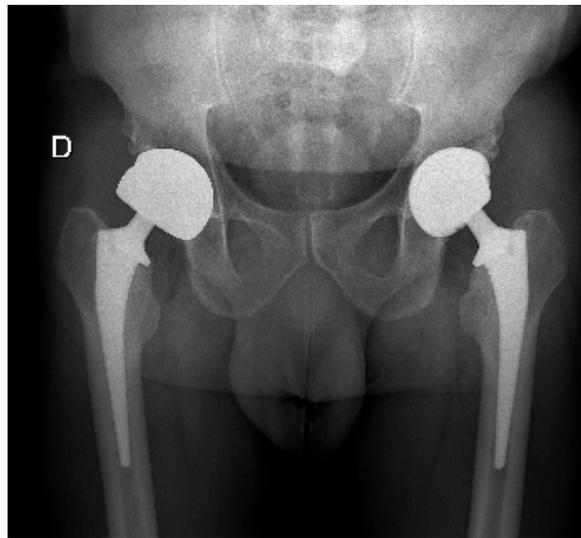


Figure 78. Radiographie du bassin de face du patient 3

SEPTIEME PARTIE : VARIATION DES PARAMETRES DE LA BALANCE PELVIENNE SAGITTALE SELON LA POSITION

Introduction

Le but de cette étude était de comparer l'équilibre sagittal du bassin entre les positions debout, assis et en décubitus latéral sur table opératoire pour essayer d'établir un lien entre ces différentes positions.

Matériels et Méthodes

Patients

20 patients ont été inclus (8 hommes, 12 femmes) d'âge moyen 66.8 ans (37-85). Les patients devant subir une arthroplastie totale de hanche primaire ont été inclus dans l'étude.

Méthodes

Pour chaque patient, nous disposions d'une radiographie du bassin de face.

Des radiographies du bassin de profil debout et assis ont été réalisées la veille de l'intervention selon un protocole standardisé : patient debout, bras à 90° par rapport au tronc et position assise avec pieds au sol, cuisses à 90°. Sur la table opératoire, avant le début de l'intervention, le patient étant placé en décubitus latéral, une radiographie du bassin de profil était réalisée.





Figures 79. Radiographies du bassin de profil assis, debout et en décubitus latéral.

Différents paramètres ont été mesurés par 2 chirurgiens indépendants : la pente sacrée, la version pelvienne, l'incidence pelvienne, l'angle pelvi-fémoral et l'angle de Lewinnek. La verticale était considérée comme parallèle au bord de la table d'opération en décubitus latéral. Un changement de référentiel a été effectué dans le plan de Lewinnek pour s'affranchir des variations de positionnement extra-pelviennes.

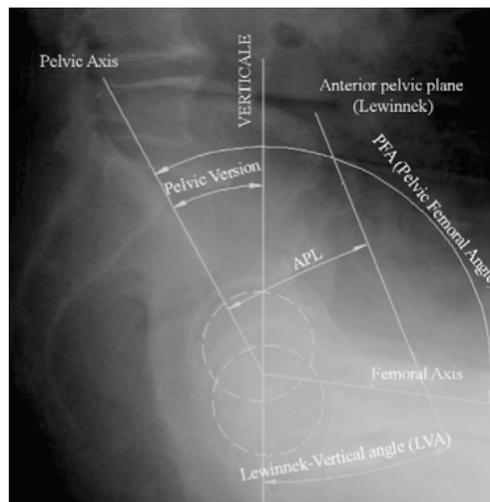


Figure 80. Paramètres mesurés (Philippot)

Le test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés et le test de corrélation de Spearman (R_s) ont été utilisés pour comparer les valeurs debout et en décubitus latéral.

Résultats (tableau 16)

La version pelvienne, ainsi que l'AL, l'APF et l'APL, ne sont pas statistiquement différentes entre les positions debout et en décubitus latéral ($p=0.23, 0.07, 0.06, 0.28$). Par contre, seule la version

pelvienne a une très bonne corrélation ($R_s=0.68$). En moyenne, elle varie de 3° , ce qui correspond à 1.5° d'antéversion acétabulaire (chaque degré de version pelvienne correspond à 0.5° d'antéversion acétabulaire).

	ASSIS (A)	DEBOUT (D)	DECUBITUS LATERAL (DL)	p (D-DL) R_s
Pente Sacrée (PS)	$20^\circ \pm 8.9$	$43.7^\circ \pm 6$	$41.9^\circ \pm 7$	0.18 0.38
PS/Lewinnek	$47.9^\circ \pm 6.5$	$45.5^\circ \pm 6.4$	$37.6^\circ \pm 11.2$	0.003 0.24
Version Pelvienne (VP)	$41.3^\circ \pm 10.7$	$14.9^\circ \pm 8$	$12.4^\circ \pm 7.1$	0.14 0.68
VP/Lewinnek	$13.4^\circ \pm 10.2$	$13^\circ \pm 9.7$	$16.7^\circ \pm 10.2$	0.23 0.32
Incidence Pelvienne (IP)	$61.3^\circ \pm 10.3$	$58.4^\circ \pm 8.7$	$54.3^\circ \pm 9.2$	0.008 0.6
Angle Pelvi-Fémoral (APF)	$57^\circ \pm 11$	$6.8^\circ \pm 6.1$	$12.2^\circ \pm 7.4$	0.06 -0.36
Angle de Lewinnek (AL)	$-27.9^\circ \pm 10.1$	$-1.8^\circ \pm 5.0$	$4.3^\circ \pm 9.6$	0.07 -0.3
ALF	$70^\circ \pm 9.7$	$11^\circ \pm 6.8$	$27.6^\circ \pm 11.9$	$\ll 0.001$ -0.01
APL	$12.6^\circ \pm 9.1$	$14^\circ \pm 8.2$	$16.9^\circ \pm 9.8$	0.28 0.32

Tableau 16. Comparaison des paramètres pelviens selon la position.

Discussion

Nos résultats sont très comparables à ceux de Philippot [156] (tableau 17).

	IP RP	IP AV	VP RP	VP AV	PS RP	PS AV	PL RP	PL AV	APL RP	APL AV
ASSIS	60	62	38	41	21	21	-25	-27	12	13
DEBOUT	60	58	16	15	42	43	-4	-2	12	14
COUCHE	60	-	16	-	44	-	-4	-	12	-
DECUBITUS LATERAL	-	54	-	12	-	42	-	5	-	18

Tableau 17. Comparaison des résultats des paramètres pelviens (en degrés) tirés de l'article de RP et de notre étude (AV).

La version pelvienne pourrait donc être utilisée comme repère pelvien pour la navigation, en plus du plan de Lewinnek. Connaissant la version pelvienne en position debout, on peut en déduire qu'en décubitus latéral elle est à peu près semblable avec une bonne corrélation.

APPLICATION CLINIQUE

Cf. article page suivante

CONCLUSIONS

Le positionnement optimal des implants lors d'une prothèse totale de hanche inclut, simultanément, l'orientation et la topographie de la tige fémorale et de la cupule acétabulaire.

Dans le cas de notre utilisation d'une tige sans ciment, l'étude du positionnement de cette tige, que nous ne pouvons que très faiblement influencer, était primordiale. A partir des études scanner, il semble que la tige nous donne environ 4° d'antéversion en plus par rapport à l'antéversion native. Le scanner a prouvé sa fiabilité dans l'étude du centre de tête du fémur et de l'antéversion fémorale avant et après arthroplastie. Tous les autres paramètres (offset, varus, hauteur...) peuvent également faire l'objet de mesures scanner. Néanmoins, son utilisation est limitée par son irradiation. C'est pourquoi nous cherchions à privilégier l'utilisation de radiographies standard. A travers cette étude, on s'est rendu compte de la difficulté de n'utiliser qu'une seule radiographie du bassin de face pour mesurer l'antéversion de la tige. Il semble, qu'à l'avenir, il faille réaliser simultanément une radio du bassin de profil pour estimer plus précisément la position des implants. Un outil pourrait nous aider en cela : le système Eos® avec une faible irradiation et des radiographies simultanées en 3D. Le problème de ce dispositif étant sa faible extension.

La cupule, quant à elle, doit être orientée en fonction de la tige. C'est pourquoi, lors de la chirurgie, nous commençons toujours par positionner la râpe d'essai dans le fût pour estimer l'antéversion de la tige avant de positionner la cupule. Le placement de la cupule peut se faire, comme nous l'avons montré, par rapport au ligament transverse de l'acetabulum, avec un peu plus d'antéversion sans doute. Nous ne pensons pas qu'une valeur cible universelle constitue la solution pour l'orientation de la cupule. De plus, il faut garder à l'esprit la notion d'antéversion fonctionnelle de l'acetabulum avec les variations de la version pelvienne qui (après étude) semble assez similaire, en décubitus latéral, avec la position debout.

Comme nous l'avons montré en application, il faut toujours garder en tête cette notion de positionnement relatif et combiné des implants car, de cela, dépend l'amplitude de mouvement prothétique que nous avons calculée dans 3 cas particuliers à partir de données combinées radiographiques et tomodensitométriques.

En pratique, toute faillite de positionnement peut entraîner luxation, effet came (avec l'usure associée), boiterie, descellement et parfois favoriser le bris d'un insert en céramique comme rapporté dans le cas particulier des inserts sandwich.

Tout cela n'enlève rien à la nécessité de planifier avant la chirurgie les paramètres extra-médullaires fémoraux en terme de longueur et d'offset, et la réalisation d'essais durant la chirurgie afin de régler l'antéversion combinée des implants et ainsi prévenir tout effet came (osseux ou prothétique).

Ces études en amènent beaucoup d'autres afin de trouver des moyens fiables, reproductibles et simples pour le positionnement des implants (et son étude) et permettre également d'améliorer les systèmes de navigation chirurgicale.

REFERENCES

- [1] Learmonth ID, Young C, Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet* 2007;370 (9597):1508-19.
- [2] McCollum DE, Gray WJ. Dislocation after total hip arthroplasty. Causes and prevention. *Clin Orthop Relat Res* 1990 (261):159-70.
- [3] Boutin P. [Total arthroplasty of the hip by fritted aluminum prosthesis. Experimental study and 1st clinical applications]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1972;58 (3):229-46.
- [4] Hamadouche M, Boutin P, Daussange J, Bolander ME, Sedel L. Alumina-on-alumina total hip arthroplasty: a minimum 18.5-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 2002;84-A (1):69-77.
- [5] Bozic KJ, Kurtz SM, Lau E, Ong K, Vail TP, Berry DJ. The epidemiology of revision total hip arthroplasty in the United States. *J Bone Joint Surg Am* 2009;91 (1):128-33.
- [6] Supplement AOANJRAR-. http://www.dmac.adelaide.edu.au/aoanjrr/documents/aoanjrr_Demographics_HipKnee_2008.pdf. 2008.
- [7] Etienne A, Cupic Z, Charnley J. Postoperative dislocation after Charnley low-friction arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1978 (132):19-23.
- [8] Khatod M, Barber T, Paxton E, Namba R, Fithian D. An analysis of the risk of hip dislocation with a contemporary total joint registry. *Clin Orthop Relat Res* 2006;447:19-23.
- [9] Morrey BF. Instability after total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 1992;23 (2):237-48.
- [10] Ritter MA. Dislocation and subluxation of the total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res* 1976 (121):92-4.
- [11] Alberton GM, High WA, Morrey BF. Dislocation after revision total hip arthroplasty : an analysis of risk factors and treatment options. *J Bone Joint Surg Am* 2002;84-A (10):1788-92.
- [12] Callaghan JJ, Heithoff BE, Goetz DD, Sullivan PM, Pedersen DR, Johnston RC. Prevention of dislocation after hip arthroplasty: lessons from long-term followup. *Clin Orthop Relat Res* 2001 (393):157-62.
- [13] Turner RS. Postoperative total hip prosthetic femoral head dislocations. Incidence, etiologic factors, and management. *Clin Orthop Relat Res* 1994 (301):196-204.
- [14] Dorr LD, Wolf AW, Chandler R, Conaty JP. Classification and treatment of dislocations of total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1983 (173):151-8.
- [15] Joshi A, Lee CM, Markovic L, Vlatits G, Murphy JC. Prognosis of dislocation after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 1998;13 (1):17-21.
- [16] Li E, Meding JB, Ritter MA, Keating EM, Faris PM. The natural history of a posteriorly dislocated total hip replacement. *J Arthroplasty* 1999;14 (8):964-8.

- [17] Kotwal RS, Ganapathi M, John A, Maheson M, Jones SA. Outcome of treatment for dislocation after primary total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 2009;91 (3):321-6.
- [18] Kennedy JG, Rogers WB, Soffe KE, Sullivan RJ, Griffen DG, Sheehan LJ. Effect of acetabular component orientation on recurrent dislocation, pelvic osteolysis, polyethylene wear, and component migration. *J Arthroplasty* 1998;13 (5):530-4.
- [19] Morrey BF. Difficult complications after hip joint replacement. Dislocation. *Clin Orthop Relat Res* 1997 (344):179-87.
- [20] Billing L. Roentgen examination of the proximal femur end in children and adolescents; a standardized technique also suitable for determination of the collum-, anteversion-, and epiphyseal angles; a study of slipped epiphysis and coxa plana. *Acta Radiol Suppl* 1954;110:1-80.
- [21] Murphy SB, Simon SR, Kijewski PK, Wilkinson RH, Griscom NT. Femoral anteversion. *J Bone Joint Surg Am* 1987;69 (8):1169-76.
- [22] Kingsley PC, Olmsted KL. A study to determine the angle of anteversion of the neck of the femur. *J Bone Joint Surg Am* 1948;30A (3):745-51.
- [23] Reikeras O, Hoiseth A, Reigstad A, Fonstelien E. Femoral neck angles: a specimen study with special regard to bilateral differences. *Acta Orthop Scand* 1982;53 (5):775-9.
- [24] Maruyama M, Feinberg JR, Capello WN, D'Antonio JA. The Frank Stinchfield Award: Morphologic features of the acetabulum and femur: anteversion angle and implant positioning. *Clin Orthop Relat Res* 2001 (393):52-65.
- [25] Rittmeister M, Callitsis C. Factors influencing cup orientation in 500 consecutive total hip replacements. *Clin Orthop Relat Res* 2006;445:192-6.
- [26] Yoon YS, Hodgson AJ, Tonetti J, Masri BA, Duncan CP. Resolving inconsistencies in defining the target orientation for the acetabular cup angles in total hip arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008;23 (3):253-9.
- [27] Derbyshire B. Correction of acetabular cup orientation measurements for X-ray beam offset. *Med Eng Phys* 2008;30 (9):1119-26.
- [28] Ackland MK, Bourne WB, Uhthoff HK. Anteversion of the acetabular cup. Measurement of angle after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 1986;68 (3):409-13.
- [29] Murray DW. The definition and measurement of acetabular orientation. *J Bone Joint Surg Br* 1993;75 (2):228-32.
- [30] Liaw CK, Hou SM, Yang RS, Wu TY, Fuh CS. A new tool for measuring cup orientation in total hip arthroplasties from plain radiographs. *Clin Orthop Relat Res* 2006;451:134-9.

- [31] Zilber S, Lazennec JY, Gorin M, Saillant G. Variations of caudal, central, and cranial acetabular anteversion according to the tilt of the pelvis. *Surg Radiol Anat* 2004;26 (6):462-5.
- [32] Lazennec JY, Charlot N, Gorin M, Roger B, Arafati N, Bissery A, Saillant G. Hip-spine relationship: a radio-anatomical study for optimization in acetabular cup positioning. *Surg Radiol Anat* 2004;26 (2):136-44.
- [33] Wolf A, DiGioia AM, 3rd, Mor AB, Jaramaz B. A kinematic model for calculating cup alignment error during total hip arthroplasty. *J Biomech* 2005;38 (11):2257-65.
- [34] Tannast M, Langlotz U, Siebenrock KA, Wiese M, Bernsmann K, Langlotz F. Anatomic referencing of cup orientation in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2005 (436):144-50.
- [35] Tardieu C, Hecquet J, Boulay C, Montigny JP, Legaye J, Gagey O, Marty C, Duval-Beaupere G. [Two key describers of the sacro-acetabular relationships: the angles of sacral and acetabular incidence]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2008;94 (4):327-35.
- [36] Lembeck B, Mueller O, Reize P, Wuelker N. Pelvic tilt makes acetabular cup navigation inaccurate. *Acta Orthop* 2005;76 (4):517-23.
- [37] Shon WY, Gupta S, Biswal S, Hur CY, Jajodia N, Hong SJ, Myung JS. Validation of a simple radiographic method to determine variations in pelvic and acetabular cup sagittal plane alignment after total hip arthroplasty. *Skeletal Radiol* 2008; 37 (12):1119-27.
- [38] Tannast M, Zheng G, Anderegg C, Burckhardt K, Langlotz F, Ganz R, Siebenrock KA. Tilt and rotation correction of acetabular version on pelvic radiographs. *Clin Orthop Relat Res* 2005; 438:182-90.
- [39] Pinoit Y, May O, Girard J, Laffargue P, Ala Eddine T, Migaud H. [Low accuracy of the anterior pelvic plane to guide the position of the cup with imageless computer assistance: variation of position in 106 patients]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2007;93 (5):455-60.
- [40] Rousseau MA, Lazennec JY, Boyer P, Mora N, Gorin M, Catonne Y. Optimization of total hip arthroplasty implantation: is the anterior pelvic plane concept valid? *J Arthroplasty* 2009;24 (1):22-6.
- [41] Tang WM, Chiu KY, Kwan MF, Ng TP. Sagittal pelvic mal-rotation and positioning of the acetabular component in total hip arthroplasty: Three-dimensional computer model analysis. *J Orthop Res* 2007; 25 (6):766-71.
- [42] McLaren RH. Prosthetic hip angulation. *Radiology* 1973; 107 (3):705-6.
- [43] Hassan DM, Johnston GH, Dust WN, Watson LG, Cassidy D. Radiographic calculation of anteversion in acetabular prostheses. *J Arthroplasty* 1995; 10 (3):369-72.
- [44] Pradhan R. Planar anteversion of the acetabular cup as determined from plain anteroposterior radiographs. *J Bone Joint Surg Br* 1999;81 (3):431-5.

- [45] Widmer KH. A simplified method to determine acetabular cup anteversion from plain radiographs. *J Arthroplasty* 2004;19 (3):387-90.
- [46] Marx A, von Knoch M, Pfortner J, Wiese M, Saxler G. Misinterpretation of cup anteversion in total hip arthroplasty using planar radiography. *Arch Orthop Trauma Surg* 2006;126 (7):487-92.
- [47] Visser JD, Konings JG. A new method for measuring angles after total hip arthroplasty. A study of the acetabular cup and femoral component. *J Bone Joint Surg Br* 1981;63B (4):556-9.
- [48] Yao L, Yao J, Gold RH. Measurement of acetabular version on the axiolateral radiograph. *Clin Orthop Relat Res* 1995 (316):106-11.
- [49] Coventry MB, Beckenbaugh RD, Nolan DR, Ilstrup DM. 2,012 total hip arthroplasties. A study of postoperative course and early complications. *J Bone Joint Surg Am* 1974;56 (2):273-84.
- [50] Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am* 1978;60 (2):217-20.
- [51] Paterno SA, Lachiewicz PF, Kelley SS. The influence of patient-related factors and the position of the acetabular component on the rate of dislocation after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1997;79 (8):1202-10.
- [52] Anda S, Svenningsen S, Grontvedt T, Benum P. Pelvic inclination and spatial orientation of the acetabulum. A radiographic, computed tomographic and clinical investigation. *Acta Radiol* 1990;31 (4):389-94.
- [53] Eddine TA, Migaud H, Chantelot C, Cotten A, Fontaine C, Duquennoy A. Variations of pelvic anteversion in the lying and standing positions: analysis of 24 control subjects and implications for CT measurement of position of a prosthetic cup. *Surg Radiol Anat* 2001;23 (2):105-10.
- [54] Siebenrock KA, Kalbermatten DF, Ganz R. Effect of pelvic tilt on acetabular retroversion: a study of pelvises from cadavers. *Clin Orthop Relat Res* 2003 (407):241-8.
- [55] Tonnis D, Heinecke A. Acetabular and femoral anteversion: relationship with osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Am* 1999;81 (12):1747-70.
- [56] Goergen TG, Resnick D. Evaluation of acetabular anteversion following total hip arthroplasty: necessity of proper centring. *Br J Radiol* 1975;48 (568):259-60.
- [57] Wines AP, McNicol D. Computed tomography measurement of the accuracy of component version in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2006;21 (5):696-701.
- [58] Steppacher SD, Tannast M, Zheng G, Zhang X, Kowal J, Anderson SE, Siebenrock KA, Murphy SB. Validation of a new method for determination of cup orientation in THA. *J Orthop Res* 2009;27 (12):1583-8.

- [59] Olivecrona H, Weidenhielm L, Olivecrona L, Beckman MO, Stark A, Noz ME, Maguire GQ, Jr., Zeleznik MP, Svensson L, Jonson T. A new CT method for measuring cup orientation after total hip arthroplasty: a study of 10 patients. *Acta Orthop Scand* 2004;75 (3):252-60.
- [60] Sariali E. VV, Stewart T. Biomechanics of the human hip - consequences for total hip replacement. *Current Orthopaedics* 2008 (22):371-5.
- [61] McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD, An KN, Cabanela ME. Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 1995;77 (6):865-9.
- [62] Fackler CD, Poss R. Dislocation in total hip arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res* 1980 (151):169-78.
- [63] Widmer KH, Majewski M. The impact of the CCD-angle on range of motion and cup positioning in total hip arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2005;20 (7):723-8.
- [64] Widmer KH, Zurfluh B. Compliant positioning of total hip components for optimal range of motion. *J Orthop Res* 2004;22 (4):815-21.
- [65] Sakalkale DP, Sharkey PF, Eng K, Hozack WJ, Rothman RH. Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2001 (388):125-34.
- [66] Davey JR, O'Connor DO, Burke DW, Harris WH. Femoral component offset. Its effect on strain in bone-cement. *J Arthroplasty* 1993;8 (1):23-6.
- [67] Lawton RL, Morrey BF. Dislocation after long-necked total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2004 (422):164-6.
- [68] Coventry MB. Late dislocations in patients with Charnley total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1985;67 (6):832-41.
- [69] Woo RY, Morrey BF. Dislocations after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1982;64 (9):1295-306.
- [70] Henriksson L. Measurement of femoral neck anteversion and inclination. A radiographic study in children. *Acta Orthop Scand Suppl* 1980;186:1-59.
- [71] Sugano N, Noble PC, Kamaric E. A comparison of alternative methods of measuring femoral anteversion. *J Comput Assist Tomogr* 1998;22 (4):610-4.
- [72] Amuwa C, Dorr LD. The combined anteversion technique for acetabular component anteversion. *J Arthroplasty* 2008;23 (7):1068-70.
- [73] Weiner DS, Cook AJ, Hoyt WA, Jr., Oravec CE. Computed tomography in the measurement of femoral anteversion. *Orthopedics* 1978;1 (4):299-306.
- [74] Hernandez RJ, Tachdjian MO, Poznanski AK, Dias LS. CT determination of femoral torsion. *AJR Am J Roentgenol* 1981;137 (1):97-101.

- [75] Biedermann R, Tonin A, Krismer M, Rachbauer F, Eibl G, Stockl B. Reducing the risk of dislocation after total hip arthroplasty: the effect of orientation of the acetabular component. *J Bone Joint Surg Br* 2005;87 (6):762-9.
- [76] Ali Khan MA, Brakenbury PH, Reynolds IS. Dislocation following total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 1981;63-B (2):214-8.
- [77] Harris WH. Advances in surgical technique for total hip replacement: without and with osteotomy of the greater trochanter. *Clin Orthop Relat Res* 1980 (146):188-204.
- [78] Pierchon F, Pasquier G, Cotten A, Fontaine C, Clarisse J, Duquenois A. Causes of dislocation of total hip arthroplasty. CT study of component alignment. *J Bone Joint Surg Br* 1994;76 (1):45-8.
- [79] Minoda Y, Kadowaki T, Kim M. Acetabular component orientation in 834 total hip arthroplasties using a manual technique. *Clin Orthop Relat Res* 2006;445:186-91.
- [80] Migaud P, Roumazielle, Monod, Laffargue, Pinoit, Tabutin Imageless computer assistance to orientate the cup of total hip arthroplasties: a new system based on joint kinematics. *Interactive Surgery* 2008 (3):119/26.
- [81] Visser JD, Jonkers A. A method for calculating acetabular anteversion, femur anteversion and the instability index of the hip joint. *Neth J Surg* 1980;32 (4):146-9.
- [82] Jolles BM, Zangger P, Leyvraz PF. Factors predisposing to dislocation after primary total hip arthroplasty: a multivariate analysis. *J Arthroplasty* 2002;17 (3):282-8.
- [83] Ezoë M, Naito M, Asayama I, Ishiko T, Fujisawa M. Pelvic motion during total hip arthroplasty with translateral and posterolateral approaches. *J Orthop Sci* 2005;10 (2):167-72.
- [84] Asayama I, Akiyoshi Y, Naito M, Ezoë M. Intraoperative pelvic motion in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2004;19 (8):992-7.
- [85] DiGioia AM, Jaramaz B, Blackwell M, Simon DA, Morgan F, Moody JE, Nikou C, Colgan BD, Aston CA, Labarca RS, Kischell E, Kanade T. The Otto Aufranc Award. Image guided navigation system to measure intraoperatively acetabular implant alignment. *Clin Orthop Relat Res* 1998 (355):8-22.
- [86] Goldstein WM, Jimenez ML, Gordon AC, Branson JJ, Berland K. Use of a sentinel pin as a guide to acetabular component anteversion in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2006;88 Suppl 4:97-100.
- [87] Hassan DM, Johnston GH, Dust WN, Watson G, Dolovich AT. Accuracy of intraoperative assessment of acetabular prosthesis placement. *J Arthroplasty* 1998;13 (1):80-4.
- [88] DeChenne CL, Jayaram U, Lovell T, Dong N, Cusick M. A novel acetabular alignment guide for THR using selective anatomic landmarks on the pelvis. *J Biomech* 2005;38 (9):1902-8.

- [89] Padgett DE, Hendrix SL, Mologne TS, Peterson DA, Holley KA. Effectiveness of an acetabular positioning device in primary total hip arthroplasty. *HSS J* 2005;1 (1):64-7.
- [90] Ybinger T, Kumpan W, Hoffart HE, Muschalik B, Bullmann W, Zweymuller K. Accuracy of navigation-assisted acetabular component positioning studied by computed tomography measurements: methods and results. *J Arthroplasty* 2007;22 (6):812-7.
- [91] Nishihara S, Sugano N, Nishii T, Ohzono K, Yoshikawa H. Measurements of pelvic flexion angle using three-dimensional computed tomography. *Clin Orthop Relat Res* 2003 (411):140-51.
- [92] DiGioia AM, Hafez MA, Jaramaz B, Levison TJ, Moody JE. Functional pelvic orientation measured from lateral standing and sitting radiographs. *Clin Orthop Relat Res* 2006;453:272-6.
- [93] Parratte S, Pagnano MW, Coleman-Wood K, Kaufman KR, Berry DJ. The 2008 Frank Stinchfield award: variation in postoperative pelvic tilt may confound the accuracy of hip navigation systems. *Clin Orthop Relat Res* 2009;467 (1):43-9.
- [94] Pedersen DR, Callaghan JJ, Brown TD. Activity-dependence of the "safe zone" for impingement versus dislocation avoidance. *Med Eng Phys* 2005;27 (4):323-8.
- [95] von Knoch M, Berry DJ, Harmsen WS, Morrey BF. Late dislocation after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2002;84-A (11):1949-53.
- [96] Daly PJ, Morrey BF. Operative correction of an unstable total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1992;74 (9):1334-43.
- [97] Berry DJ, von Knoch M, Schleck CD, Harmsen WS. Effect of femoral head diameter and operative approach on risk of dislocation after primary total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2005;87 (11):2456-63.
- [98] White RE, Jr., Forness TJ, Allman JK, Junick DW. Effect of posterior capsular repair on early dislocation in primary total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res* 2001 (393):163-7.
- [99] Woolson ST, Rahimtoola ZO. Risk factors for dislocation during the first 3 months after primary total hip replacement. *J Arthroplasty* 1999;14 (6):662-8.
- [100] Hedlundh U, Ahnfelt L, Hybbinette CH, Weckstrom J, Fredin H. Surgical experience related to dislocations after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 1996;78 (2):206-9.
- [101] Kung PL, Ries MD. Effect of femoral head size and abductors on dislocation after revision THA. *Clin Orthop Relat Res* 2007;465:170-4.
- [102] Amstutz HC, Le Duff MJ, Beaulé PE. Prevention and treatment of dislocation after total hip replacement using large diameter balls. *Clin Orthop Relat Res* 2004 (429):108-16.

- [103] Traina F, De Clerico M, Biondi F, Pilla F, Tassinari E, Toni A. Sex differences in hip morphology: is stem modularity effective for total hip replacement? *J Bone Joint Surg Am* 2009;91 Suppl 6:121-8.
- [104] Yamaguchi M, Akisue T, Bauer TW, Hashimoto Y. The spatial location of impingement in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2000;15 (3):305-13.
- [105] Bourne RB, Rorabeck CH. Soft tissue balancing: the hip. *J Arthroplasty* 2002;17 (4 Suppl 1):17-22.
- [106] Charles MN, Bourne RB, Davey JR, Greenwald AS, Morrey BF, Rorabeck CH. Soft-tissue balancing of the hip: the role of femoral offset restoration. *Instr Course Lect* 2005;54:131-41.
- [107] Ekelund A, Rydell N, Nilsson OS. Total hip arthroplasty in patients 80 years of age and older. *Clin Orthop Relat Res* 1992 (281):101-6.
- [108] Parvizi J, Kim KI, Goldberg G, Mallo G, Hozack WJ. Recurrent instability after total hip arthroplasty: beware of subtle component malpositioning. *Clin Orthop Relat Res* 2006;447:60-5.
- [109] Sariali E, Lazennec JY, Khiami F, Catonne Y. Mathematical evaluation of jumping distance in total hip arthroplasty: influence of abduction angle, femoral head offset, and head diameter. *Acta Orthop* 2009;80 (3):277-82.
- [110] Tanino H, Ito H, Harman MK, Matsuno T, Hodge WA, Banks SA. An in vivo model for intraoperative assessment of impingement and dislocation in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2008;23 (5):714-20.
- [111] Patel AB, Wagle RR, Usrey MM, Thompson MT, Incavo SJ, Noble PC. Guidelines for Implant Placement to Minimize Impingement During Activities of Daily Living After Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty* 2009.
- [112] Kurtz WB, Ecker TM, Reichmann WM, Murphy SB. Factors affecting bony impingement in hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2010;25 (4):624-34 e1-2.
- [113] Bader R, Steinhauser E, Zimmermann S, Mittelmeier W, Scholz R, Busch R. Differences between the wear couples metal-on-polyethylene and ceramic-on-ceramic in the stability against dislocation of total hip replacement. *J Mater Sci Mater Med* 2004;15 (6):711-8.
- [114] Scholes SC, Unsworth A. Comparison of friction and lubrication of different hip prostheses. *Proc Inst Mech Eng H* 2000;214 (1):49-57.
- [115] Mertl P, Boughebri O, Havet E, Triclot P, Lardanchet JF, Gabrion A. Large diameter head metal-on-metal bearings total hip arthroplasty: preliminary results. *Orthop Traumatol Surg Res*;96 (1):14-20.

- [116] Clarke MT, Lee PT, Villar RN. Dislocation after total hip replacement in relation to metal-on-metal bearing surfaces. *J Bone Joint Surg Br* 2003;85 (5):650-4.
- [117] Fisher J, Jin Z, Tipper J, Stone M, Ingham E. Tribology of alternative bearings. *Clin Orthop Relat Res* 2006;453:25-34.
- [118] Johnston RC, Smidt GL. Hip motion measurements for selected activities of daily living. *Clin Orthop Relat Res* 1970;72:205-15.
- [119] Adam P, Beguin L, Grosclaude S, Jobard B, Fessy MH. [Functional range of motion of the hip joint]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2008;94 (4):382-91.
- [120] Amstutz HC, Ludwig RM, Schurman DJ, Hodgson AG. Range of motion studies for total hip replacements. A comparative study with a new experimental apparatus. *Clin Orthop Relat Res* 1975 (111):124-30.
- [121] Noble PC, Sugano N, Johnston JD, Thompson MT, Conditt MA, Engh CA, Sr., Mathis KB. Computer simulation: how can it help the surgeon optimize implant position? *Clin Orthop Relat Res* 2003 (417):242-52.
- [122] Petrella AJ, Stowe JQ, D'Lima DD, Rullkoetter PJ, Laz PJ. Computer-assisted versus manual alignment in THA: a probabilistic approach to range of motion. *Clin Orthop Relat Res* 2009;467 (1):50-5.
- [123] Yoshimine F, Ginbayashi K. A mathematical formula to calculate the theoretical range of motion for total hip replacement. *J Biomech* 2002;35 (7):989-93.
- [124] Yoshimine F. The influence of the oscillation angle and the neck anteversion of the prosthesis on the cup safe-zone that fulfills the criteria for range of motion in total hip replacements. The required oscillation angle for an acceptable cup safe-zone. *J Biomech* 2005;38 (1):125-32.
- [125] Robinson RP, Simonian PT, Gradisar IM, Ching RP. Joint motion and surface contact area related to component position in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 1997;79 (1):140-6.
- [126] Back DL, Dalziel R, Young D, Shimmin A. Early results of primary Birmingham hip resurfacings. An independent prospective study of the first 230 hips. *J Bone Joint Surg Br* 2005;87 (3):324-9.
- [127] Walter WL, O'Toole G C, Walter WK, Ellis A, Zicat BA. Squeaking in ceramic-on-ceramic hips: the importance of acetabular component orientation. *J Arthroplasty* 2007;22 (4):496-503.
- [128] Lopomo N, Bignozzi S, Martelli S, Zaffagnini S, Iacono F, Visani A, Marcacci M. Reliability of a navigation system for intra-operative evaluation of antero-posterior knee joint laxity. *Comput Biol Med* 2009;39 (3):280-5.
- [129] Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, Whittle M, D'Lima DD, Cristofolini L, Witte H, Schmid O, Stokes I. ISB recommendation on definitions of joint

- coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *J Biomech* 2002;35 (4):543-8.
- [130] Archbold HA, Slomczykowski M, Crone M, Eckman K, Jaramaz B, Beverland DE. The relationship of the orientation of the transverse acetabular ligament and acetabular labrum to the suggested safe zones of cup positioning in total hip arthroplasty. *Hip Int* 2008;18 (1):1-6.
- [131] Viste A, Chouteau J, Testa R, Cheze L, Fessy MH, Moyon B. Is transverse acetabular ligament an anatomical landmark to reliably orient the cup in primary total hip arthroplasty? *Orthop Traumatol Surg Res* 2011;97 (3):241-5.
- [132] Kim WY, Hutchinson CE, Andrew JG, Allen PD. The relationship between acetabular retroversion and osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Br* 2006;88 (6):727-9.
- [133] Patil S, Bergula A, Chen PC, Colwell CW, Jr., D'Lima DD. Polyethylene wear and acetabular component orientation. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85-A Suppl 4:56-63.
- [134] Leenders T, Vandeveld D, Mahieu G, Nuyts R. Reduction in variability of acetabular cup abduction using computer assisted surgery: a prospective and randomized study. *Comput Aided Surg* 2002;7 (2):99-106.
- [135] Bauman PA, Singson R, Hamilton WG. Femoral neck anteversion in ballerinas. *Clin Orthop Relat Res* 1994 (302):57-63.
- [136] Dorr LD, Wan Z, Malik A, Zhu J, Dastane M, Deshmone P. A comparison of surgeon estimation and computed tomographic measurement of femoral component anteversion in cementless total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2009;91 (11):2598-604.
- [137] Sendtner E, Tibor S, Winkler R, Worner M, Grifka J, Renkawitz T. Stem torsion in total hip replacement. *Acta Orthop* 2010;81 (5):579-82.
- [138] Komeno M, Hasegawa M, Sudo A, Uchida A. Computed tomographic evaluation of component position on dislocation after total hip arthroplasty. *Orthopedics* 2006;29 (12):1104-8.
- [139] Suh KT, Kang JH, Roh HL, Moon KP, Kim HJ. True femoral anteversion during primary total hip arthroplasty: use of postoperative computed tomography-based sections. *J Arthroplasty* 2006;21 (4):599-605.
- [140] Husmann O, Rubin PJ, Leyvraz PF, de Roguin B, Argenson JN. Three-dimensional morphology of the proximal femur. *J Arthroplasty* 1997;12 (4):444-50.
- [141] Atkinson HD, Johal KS, Willis-Owen C, Zadow S, Oakeshott RD. Differences in hip morphology between the sexes in patients undergoing hip resurfacing. *J Orthop Surg Res* 2010;5:76.

- [142] Moskal JT, Capps SG. Improving the accuracy of acetabular component orientation: avoiding malposition. *J Am Acad Orthop Surg* 2010;18 (5):286-96.
- [143] Archbold HA, Mockford B, Molloy D, McConway J, Ogonda L, Beverland D. The transverse acetabular ligament: an aid to orientation of the acetabular component during primary total hip replacement: a preliminary study of 1000 cases investigating postoperative stability. *J Bone Joint Surg Br* 2006;88 (7):883-6.
- [144] Yamaguchi T, Naito M, Asayama I, Ishiko T. Total hip arthroplasty: the relationship between posterolateral reconstruction, abductor muscle strength, and femoral offset. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 2004;12 (2):164-7.
- [145] Spalding TJ. Effect of femoral offset on motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 1996;78 (6):997-8.
- [146] Asayama I, Naito M, Fujisawa M, Kambe T. Relationship between radiographic measurements of reconstructed hip joint position and the Trendelenburg sign. *J Arthroplasty* 2002;17 (6):747-51.
- [147] Dolhain P, Tsigaras H, Bourne RB, Rorabeck CH, Mac Donald S, Mc Calden R. The effectiveness of dual offset stems in restoring offset during total hip replacement. *Acta Orthop Belg* 2002;68 (5):490-9.
- [148] Devane PA, Horne JG. Assessment of polyethylene wear in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res* 1999 (369):59-72.
- [149] Girard J, Touraine D, Soenen M, Massin P, Laffargue P, Migaud H. [Measurement of head penetration on digitalized radiographs: reproducibility and accuracy]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2005;91 (2):137-42.
- [150] Ramaniraka NA, Rakotomanana LR, Rubin PJ, Leyvraz P. [Noncemented total hip arthroplasty: influence of extramedullary parameters on initial implant stability and on bone-implant interface stresses]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2000;86 (6):590-7.
- [151] Amstutz HC, Sakai DN. Total joint replacement for ankylosed hips. Indications , technique, and preliminary results. *J Bone Joint Surg Am* 1975;57 (5):619-25.
- [152] Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am* 1969;51 (4):737-55.
- [153] Engh CA, Massin P, Suthers KE. Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components. *Clin Orthop Relat Res* 1990 (257):107-28.
- [154] Karrholm J. The Swedish Hip Arthroplasty Register (www.shpr.se). *Acta Orthop*;81 (1):3-4.
- [155] Fessy MH, N'Diaye A, Carret JP, Fischer LP. Locating the center of rotation of the hip. *Surg Radiol Anat* 1999;21 (4):247-50.

- [156] Philippot R, Wegrzyn J, Farizon F, Fessy MH. Pelvic balance in sagittal and Lewinnek reference planes in the standing, supine and sitting positions. *Orthop Traumatol Surg Res* 2009;95 (1):70-6.

PUBLICATIONS

A.Viste, J.Chouteau, R.Testa, L.Chèze, MH Fessy, B. Moyen. *Is transverse acetabular ligament an anatomical landmark to reliably orient the cup in primary total hip arthroplasty?* Orthop Traumatol Surg Res 2011 May; 97(3) :241-5.

A.Viste, J.Chouteau, R.Desmarchelier, MH Fessy. *Fractures of a sandwich ceramic liner at ten year follow-up.* Int Orthop 2012 May ; 36(5) :955-60.