
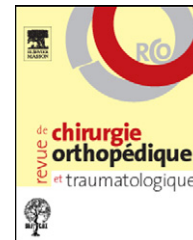




Disponible en ligne sur
 ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France
 EM|consulte
www.em-consulte.com



MISE AU POINT

Le déport fémoral (*offset*) : concept anatomique, définitions, mesure, rôle dans la planification et la réalisation d'une arthroplastie de hanche[☆]

Femoral offset: Anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty

G. Lecerf^{a,*}, M.H. Fessy^b, R. Philippot^b, P. Massin^c, F. Giraud^d,
X. Flecher^e, J. Girard^f, P. Mertl^g, E. Marchetti^f, E. Stindel^h

^a Service de chirurgie orthopédique et traumatologique, centre hospitalier de Saint-Malo, 1, rue de la Marne, 35403 Saint-Malo cedex, France

^b Service de chirurgie orthopédique et traumatologique, centre hospitalier Lyon-Sud, 69495 Pierre-Bénite cedex, France

^c Service de chirurgie orthopédique et traumatologique, centre hospitalier universitaire, 4, rue D.-Larrey, 49000 Angers, France

^d Service de chirurgie orthopédique et traumatologique, hôpital Provo, 59100 Roubaix, France

^e Service de chirurgie orthopédique et traumatologique, hôpital Sainte-Marguerite, 270, boulevard Sainte-Marguerite, 13009 Marseille, France

^f Service de chirurgie orthopédique et traumatologique, hôpital Roger-Salengro, 2, avenue Oscar-Lambret, CHRU, 59037 Lille cedex, France

^g Service de chirurgie orthopédique et traumatologique, centre hospitalier universitaire, hôpital Nord, place Victor-Pauchet, 80054 Amiens cedex 1, France

^h Service de chirurgie orthopédique et traumatologique, hôpital La-Cavale-Blanche, boulevard Tanguy-Prigent, 29200 Brest, France

Acceptation définitive le : 19 janvier 2009

MOTS CLÉS

Hanche ;
Offset ;

Résumé Il s'agit d'un recueil de travaux indépendants, anatomoradiologiques, et cliniques, destiné à faire le point des connaissances sur le rôle du déport fémoral dans la planification, la réalisation et le résultat des arthroplasties totales de hanche. Le déport fémoral (*offset*) est la distance entre l'axe diaphysaire et le centre de la tête fémorale. Il existe une bonne corrélation

DOI de l'article original : [10.1016/j.otsr.2009.03.010](https://doi.org/10.1016/j.otsr.2009.03.010).

[☆] Ne pas utiliser, pour citation, la référence française de cet article, mais celle de l'article original paru dans *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, en utilisant le DOI ci-dessus.

* Auteur correspondant.

Adresses e-mail : g.lecerf@ch-stmalo.fr (G. Lecerf), michel.fessy@chu-lyon.fr (M.H. Fessy), phmassin@gmail.com (P. Massin), francois.giraud@ch-roubaix.fr (F. Giraud), xavier.flecher@mail.ap-hm.fr (X. Flecher), j.girard_lille@yahoo.fr (J. Girard), mertl.fabrice@chu-amiens.fr (P. Mertl), emmanuelmarchetti@yahoo.fr (E. Marchetti), eric.stindel@univ-brest.fr (E. Stindel).

entre celui-ci, bras de levier et force des muscles abducteurs. La latéralisation est indépendante des caractéristiques endomédullaires. Le bras de levier des abducteurs est fortement corrélé à l'angle d'attaque du moyen fessier. Il existe une corrélation entre *offset* et forme du canal médullaire. À taille égale, les formes latéralisées ont un centre de tête plus bas. Une étude radiographique, comparant les mesures de l'*offset* obtenues par des radiographies conventionnelles et par tomodensitométrie chez 50 patients, a montré que les radiographies sous-estimaient le déport. En fait, la planification en deux dimensions méconnaît les rotations, alors que le plan horizontal est indispensable pour planifier l'intervention et le respect de l'*offset*. Une étude prospective randomisée, comparant prothèse totale et resurfaçage, conclut que le resurfaçage réduit le déport par rapport à une arthroplastie conventionnelle mais que cette réduction n'affecte pas la fonction clinique. Une étude de 120 prothèses à col modulaire a montré que leur utilisation assurait une meilleure restauration de l'*offset* prothétique, mais soulignait aussi le risque d'erreurs qui pouvaient ainsi être induites. Une étude rétrospective de prothèses à *offset* augmenté (Lubinus 117°) montrait que leur survie à sept ans était légèrement inférieure au même implant d'angulation standard évalué dans le registre suédois. La navigation permet au moyen d'un logiciel spécifique une évaluation précise de longueur et déport lors de l'implantation d'une prothèse totale de hanche, motivant dans 29% des cas une modification par rapport au planning initial défini par des calques. La discussion et le niveau de preuve sont rapportés dans chacun des travaux. En conclusion, la restauration de l'architecture de la hanche est indispensable à une bonne fonction et longévité des arthroplasties. Cela impose planification, implants adaptés et contrôles opératoires.

© 2009 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Le déport ou "offset" fémoral : généralités et définitions

Le déport ou "offset" fémoral est la distance entre l'axe diaphysaire et le centre de la tête fémorale (Fig. 1). Cette mesure radiographique nécessite de bons clichés et varie avec la rotation de hanche. Le déport (en moyenne 41 à 44 mm) augmente avec la taille du fémur avec un bon coefficient de corrélation [1]. Cette notion est insuffisante pour caractériser l'anatomie de la hanche. Il faut définir également le bras de levier des muscles abducteurs, l'angle d'attaque du moyen fessier, l'angle cervicocéphalique, l'antéversion du col fémoral. Le trajet des muscles abducteurs peut être figuré par la tangente au bord latéral du grand trochanter. Le bras de levier des muscles abducteurs lui est perpendiculaire (Fig. 1). Les travaux de Mac Grory et al. [2] démontrent statistiquement qu'il existe une très bonne corrélation entre le déport fémoral et le bras de levier des muscles abducteurs ainsi qu'avec la force de ceux-ci. L'angle cervicodiaphysaire du fémur détermine la valeur de l'*offset* anatomique [3]. Il caractérise chaque tige prothétique et influe sur la longueur du col et du membre. L'antéversion du col fémoral définit « l'*offset* physiologique » : l'augmentation d'antéversion fait reculer le grand trochanter, diminue le déport fonctionnel, le bras de levier et la force du moyen fessier.

Le centre de rotation de la hanche caractérise l'ensemble tête fémorale-acétabulum. On mesure la latéralisation du centre de rotation de la hanche par rapport au U radiologique ou si la radiographie le permet, par rapport à l'axe médian du bassin. La hauteur du centre de rotation de hanche est mesurée par rapport à la ligne bi-ischiatique, ou par rapport au fond du U radiologique. Elle détermine la tension des muscles fessiers [4]. Le déport global ou *offset* global est la somme du déport fémoral et de la latéralisation du centre de mouvement. Il fixe l'axe de travail des muscles abducteurs (Fig. 1). Pauwels a démontré qu'en

appui monopodal, le poids du corps était équilibré par la force des muscles abducteurs [3]. Le point d'application de la résultante de cette force se situe au niveau du centre de rotation de la hanche. La médialisation du centre de rotation est bénéfique au travail de la hanche. Il en est de même de l'augmentation du bras de levier fémoral. Frain [5] a affiné cette analyse en y ajoutant la direction de l'axe des muscles abducteurs. Il a défini l'angle iliotrochantérien : il s'agit de l'angle entre la ligne allant du centre de rotation au point moyen d'insertion du moyen fessier et la ligne allant du centre de rotation au sommet du grand trochanter. La force des muscles abducteurs est liée aux variations de cet angle. Toute variation du centre de rotation ou de l'*offset* influe sur l'angle iliotrochantérien et donc sur la force nécessaire au moyen fessier pour équilibrer le bassin (Fig. 2).

Quand la hanche est pathologique, on peut se référer pour la planification préopératoire à la hanche controlatérale, mais Krishnan et al. [6] ont démontré l'absence de fiabilité de cette méthode. On peut aussi utiliser le triangle de Ranawat, la ligne de Kohler. Il semble plus précis d'utiliser l'index de Pierchon et al. [7] : la latéralisation du centre de rotation est dans un rapport constant avec la distance séparant les deux U radiologiques (0,30 chez l'homme, 0,25 chez la femme). Il en est de même pour la hauteur du centre de rotation par rapport au point déclive du U radiologique si l'on se réfère à la hauteur entre celui-ci et l'articulation sacro-iliaque (0,20 chez l'homme, 0,18 chez la femme).

L'analyse du déport fémoral est récente dans la littérature. Outre les mémoires originaux [3,8–10], il faut privilégier certaines publications : celles-ci démontrent que l'augmentation du déport favorise la force des muscles abducteurs [2,11], améliore les amplitudes articulaires [2,12], diminue la boiterie et l'usage des cannes [8,13–15]. En outre la restauration du déport diminuerait le risque de luxation [2,3,16] et l'usure du polyéthylène [17–20]. La res-

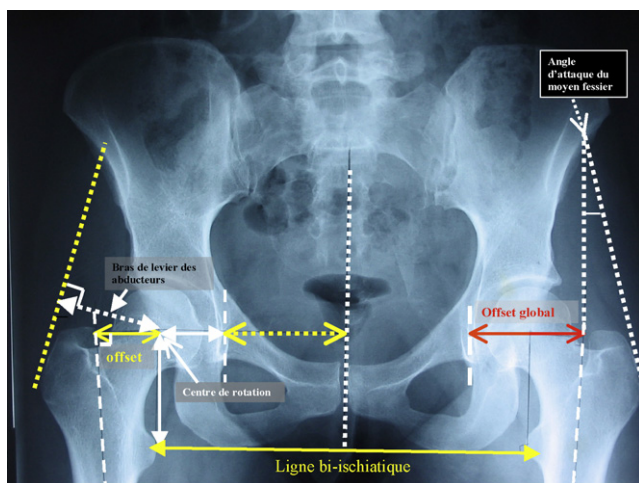


Figure 1 Les mesures radiographiques de l'offset (fémoral et global), du centre de rotation, du bras de levier des abducteurs et de l'angle d'attaque des muscles fessiers.

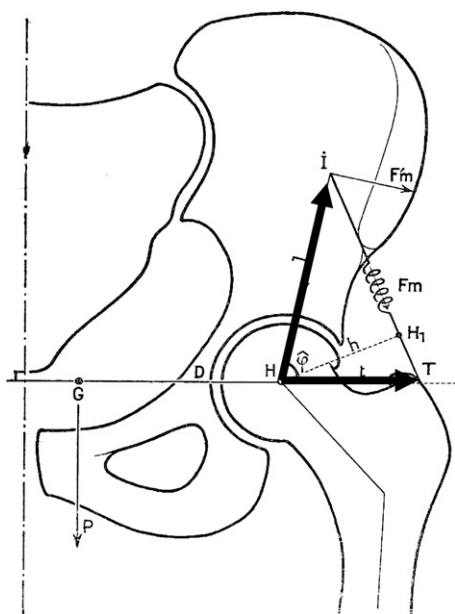


Figure 2 L'angle iliotrochantérien selon Frain [5] prend en compte la morphologie fémorale et l'ilium pour la zone d'insertion des fessiers.

tauration du centre de rotation diminuerait les échecs et les réinterventions.

La latéralisation fémorale : bases anatomiques

La restauration du bras de levier des abducteurs (BDLA), lors de l'arthroplastie, nécessite la restitution de la latéralisation. Cette notion de latéralisation apparaît donc comme un paramètre essentiel.

Matériel et méthodes

Nous avons mené une étude radioanatomique à partir de radiographies du bassin de face debout, membre inférieur

en rotation interne, de façon à ce que la rotule se trouve dans un plan frontal. Nous disposons de 150 sujets, d'âge moyen : 67 ans. La hanche analysée était indemne de toute pathologie. Sur la radiographie du bassin nous avons mesuré la latéralisation et les paramètres extramédullaires (Fig. 1) : l'angle cervicodiaphysaire, le BDLA, la position du centre de tête par rapport au sommet du petit trochanter. Nous avons de même mesuré des paramètres intramédullaires comme la largeur du canal fémoral en proximal et en distal afin de déterminer l'index d'évasement fémoral selon Noble [21]. Enfin, nous avons mesuré l'angle d'attaque du moyen fessier, c'est-à-dire l'angle formé entre la verticale passant par le point extrême de l'épine iliaque antérieure et supérieure et la ligne passant par ce même point et le point le plus extrême du grand trochanter (Fig. 1).

Résultats

La latéralisation au sein de la population avait une répartition gaussienne. En moyenne, cette latéralisation est de 39,7 mm (ds : 5,7) avec des extrêmes de 25 à 60 mm. Les caractéristiques des autres paramètres mesurés analysés étaient les suivantes :

- angle CCD : 129° (ds : 6) ;
- hauteur H du centre C : 58,8 cm (ds : 8,6) ;
- BDLA : 7,8 cm ;
- largeur fémorale proximale : 45,4 mm (ds : 5,7) ;
- largeur fémorale distale : 13,5 mm (ds : 2,6) ;
- évasement fémoral : 3,45 (ds : 0,61) ;
- angle d'attaque du moyen fessier : 6° (ds : 1).

La latéralisation était indépendante des caractéristiques endomédullaires (largeur du canal fémoral proximal, évasement fémoral). La hauteur du centre de tête [22] par rapport au petit trochanter et la latéralisation étaient des paramètres indépendants. Le BDLA était faiblement corrélé à la latéralisation, mais il était fortement corrélé à l'angle d'attaque du moyen fessier ($p < 0,001$).

Discussion

Nos résultats sont conformes aux données de la littérature ; toutefois, il apparaît que les études anatomiques ont tendance à majorer la latéralisation par rapport aux études radiologiques, sans doute, par un meilleur contrôle de la rotation. Depuis Leyvraz et al. [1], il est admis que les paramètres dimensionnels horizontaux sont influencés par la rotation fémorale. La latéralisation n'échappe pas à cette règle. Par exemple, la rotation externe (RE) minore la valeur réelle de la latéralisation. Pour cette raison, il est important de réaliser dans de bonnes conditions la radiographie préopératoire, en rotation interne du membre inférieur, plaçant la rotule dans le plan frontal. Le col est ainsi déroulé au maximum. Cela permet d'appréhender la valeur de la latéralisation à quelques millimètres près, lors de la planification de l'arthroplastie. Les données statistiques montrent que la latéralisation est indépendante des paramètres endomédullaires. Ce dernier résultat plaide en faveur d'un col non homothétique lorsqu'on réalise de façon industrielle un implant fémoral. Il existe une grande variabilité et une

dispersion de la latéralisation pour une même hauteur du centre de tête. Cela pose un problème pratique lorsqu'on souhaite restaurer les paramètres anatomiques du fémur, c'est-à-dire la latéralisation pour restaurer le BDLA, mais aussi la hauteur du centre de tête pour assurer l'égalisation de longueur des membres inférieurs. En enfonçant plus ou moins l'implant il est facile de modifier la position en hauteur du centre de tête. Il semble plus difficile de résoudre le problème de la variation de la latéralisation. Trente pour cent des sujets ont une latéralisation bien au-delà de ce que peut restaurer un implant standard, même dans une configuration en col long. C'est sans doute pour cette raison que différentes équipes ont recours à des implants standard et latéralisés pour restaurer au mieux ce paramètre.

Conclusions

Il existe une grande variabilité de latéralisation fémorale dans la population. La latéralisation n'est corrélée à aucune autre caractéristique anatomique. Ces éléments peuvent justifier le recours, en routine, à des gammes prothétiques standard et latéralisée.

Relation entre « offset » et forme du canal médullaire : comment prévoir la position du centre de la hanche à partir de paramètres endomédullaires ?

Le dessin d'une tige adaptée à la forme du canal proximal du canal médullaire et reproduisant la latéralisation fémorale pose des problèmes difficiles en raison des variations canalaires, plus importantes qu'au niveau diaphysaire. Les réglages en enfoncement sont limités car déterminés par le calage proximal. L'absence de modularité basicervicale nécessite que, pour chaque forme métaphysaire, une relation permette de prévoir la position du centre de la hanche. Dans cette optique, une étude morphométrique a recherché des corrélations éventuelles entre paramètres endo- et extramédullaires.

Matériel et méthodes

Deux cents radiographies du bassin de face avec une seule hanche implantée ont été calibrées sur la bille prothétique. La projection frontale du fémur sain était obtenue par superposition des bords internes du grand trochanter. La population étudiée a été décrite ailleurs [23].

Les dimensions métaphysaires ont été mesurées, ainsi que la latéralisation et la hauteur du centre de la tête fémorale. La métaphyse a été caractérisée par l'index métaphysaire (IM), rapport de deux largeurs à 2 cm d'intervalle, la plus basse (*E*) au niveau du point le plus saillant du petit trochanter.

Résultats

La largeur *E* était corrélée significativement à la latéralisation fémorale ($r=0,25$, $p<0,001$) mais pas à la hauteur du centre de tête. L'IM était corrélé significativement avec la

hauteur du centre de tête ($r=-0,39$, $p<0,001$) et avec la latéralisation ($r=0,15$, $p<0,05$).

Pour une largeur *E* constante, IM était corrélé à la latéralisation fémorale ($r=0,34$) et la hauteur du centre de tête ($r=-0,44$) très significativement ($p<0,001$). À partir de *E* et IM, on pouvait recalculer la position du centre de tête dans 74% des cas à 5 mm près, et dans 96% des cas à 10 mm près. Le centre de la hanche était haut et médial pour les index faibles (métaphyses tronculaires), alors qu'il était plus bas et latéralisé pour les index élevés (métaphyses évasées).

Discussion

À taille égale, les formes latéralisées avaient un centre de tête plus bas. Adapter la forme métaphysaire à la latéralisation améliorerait la stabilité rotatoire des implants [24], pour neutraliser les sollicitations en torsion sur l'implant et sur la gaine de ciment [16].

Un implant bien dessiné garantit une restauration de l'anatomie dans plus de 90% des cas à 10 mm près, si la cupule est centrée (sans élévation du centre de hanche). Cette précision semble adaptée à la chirurgie conventionnelle. Mais l'amélioration de la précision notamment antéropostérieure nécessite des configurations plus nombreuses et l'utilisation de la navigation, justifiant la modularité basicervicale.

Fiabilité de la mesure du déport fémoral (offset) en radiologie conventionnelle

La restauration du BDLA dans les prothèses totales de hanche a motivé l'apparition des tiges fémorales dites « latéralisées » qui permettent d'augmenter l'offset fémoral, composant principal de ce BDLA. Cependant, actuellement, la mesure du déport fémoral en préopératoire est réalisée à l'aide de radiographies conventionnelles. Or plusieurs biais peuvent rendre cette mesure imprécise : l'agrandissement radiologique et la position en rotation de la hanche. Le but de ce travail était d'apprécier l'erreur réalisée en mesurant le déport fémoral en radiographie conventionnelle en comparant à une mesure en tomodynamométrie (TDM).

Patients et méthodes

Il s'agit d'une étude rétrospective incluant 50 patients opérés consécutivement d'une prothèse totale de hanche (PTH). En postopératoire, la mesure de l'offset était réalisée selon deux méthodes : radiographique à l'aide du logiciel Imagika™ et TDM à l'aide du logiciel de reconstruction Hipplan™ (Symbios). Étant réalisée en 3D, cette mesure était donc indépendante de la rotation du membre inférieur. Les deux mesures ont alors été comparées, la mesure TDM étant le « gold standard ».

Résultats

Le déport fémoral radiologique était en moyenne de 42,6 mm (26,9 à 53,9 mm) et TDM en moyenne de 45,8 mm

(31 à 56 mm). Par rapport à la TDM, l'offset radiologique était toujours sous-évalué, en moyenne de 3,2 mm ($p < 0,0001$) avec des valeurs allant de 0,1 à 12,5 mm. Dans 28 % des cas, la sous-évaluation était supérieure à 5 mm.

Discussion

L'appréciation radiologique classique de l'offset fémoral se heurte à plusieurs biais. L'agrandissement radiologique, difficilement contrôlable, dépend de la « corpulence » du patient. Nous avons choisi de mesurer le déport fémoral radiographique à partir du cliché postopératoire car nous pouvions connaître avec précision l'agrandissement (le diamètre de la tête prothétique étant connu). La position en rotation du membre inférieur va également être responsable d'une sous-évaluation de l'offset si le col fémoral n'est pas parfaitement « déroulé ». Notre étude montre donc que cette erreur de mesure est en moyenne de 3 mm et de plus de 5 mm dans 28 % des cas. Par ailleurs, notre mesure a été réalisée sur des hanches opérées, donc moins douloureuses et plus mobiles. Il est probable que sur les hanches natives, douloureuses, fixées parfois en rotation externe, l'erreur de mesure aurait été plus grande. L'incidence de cette sous-évaluation semble faible. Cependant, une erreur de mesure de 3 à 5 mm correspond à environ 10 % de la valeur globale du déport fémoral dont la valeur est habituellement comprise entre 25 et 55 mm. Les tiges latéralisées permettent d'augmenter l'offset fémoral de +6 mm en moyenne. Ainsi, la sous-évaluation initiale de l'offset de 3 mm correspond déjà à la moitié du gain supplémentaire que nous apportent les implants latéralisés.

Conclusion

L'erreur de mesure du déport fémoral radiographique est en moyenne de 3,2 mm (et supérieure à 5 mm dans 28 % des cas). Lors de la planification préopératoire, il faut savoir conserver une marge de manœuvre suffisante afin de pouvoir réaliser une restauration correcte du BDLA.

Planification préopératoire en trois dimensions

La planification en deux dimensions permet d'évaluer la position du centre de rotation, la longueur des membres inférieurs et le déport fémoral, mais pas la rotation du membre inférieur. Pourtant, une marche normale nécessite une antéversion fémorale de 15° environ, une rotule « au zénith » (optimisant l'action du quadriceps) et un angle du pas autour de 18°. Par ailleurs, la torsion fémorale supérieure (ou hélicitorsion) peut modifier l'analyse en deux dimensions de l'offset fémoral, une « version nulle » l'augmentant alors qu'un excès d'antéversion la diminue. La rotation du membre inférieur est difficilement analysable à l'aide de radiographies simples, mais elle peut aisément l'être par tomodynamométrie [1] (Fig. 3). Cette dernière permet d'évaluer l'hélicitorsion fémorale (axe dans lequel la tige fémorale vient se placer) et l'antéversion fémorale (axe du col fémoral). En connaissant l'axe d'antéversion prothétique, il est alors facile de calculer l'angle alpha

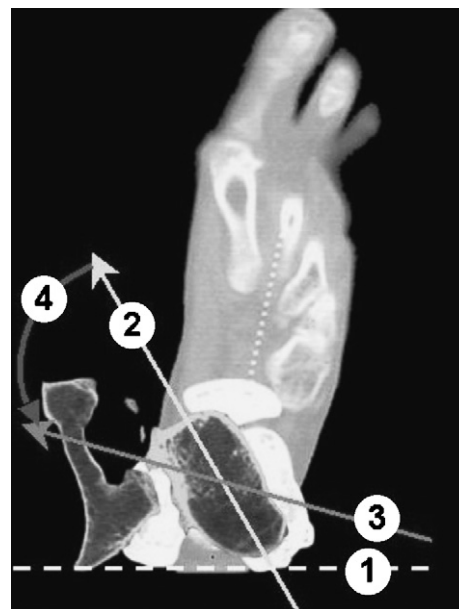


Figure 3 Les différents axes du fémur mesurés en tomodynamométrie. 1 : axe bicondylien postérieur ; 2 : axe d'hélicitorsion ; 3 : axe d'antéversion prothétique ; 4 : angle alpha.

(différence entre l'axe d'hélicitorsion et l'axe d'antéversion prothétique). En prenant en compte les demandes du chirurgien concernant l'éventuelle latéralisation fémorale et l'égalisation des deux membres inférieurs, cela permet de calculer l'offset idéal en trois dimensions. Cette hélicitorsion peut être extrêmement variable dans les coxarthroses secondaires ou en moyenne proche de la normale dans les coxarthroses primaires mais avec des variations individuelles importantes [25–27].

Sur une analyse préopératoire de 1280 arthroplasties sur mesure (684 coxarthroses primaires, 162 ostéonécroses, 129 développements dysplasiques de hanche, 66 luxations congénitales de hanche et 116 divers), l'hélicitorsion variait de -29° à $+118^\circ$ (Tableau 1).

Une tige cimentée sous-dimensionnée dans son fourreau de ciment peut être tournée afin d'obtenir l'angle d'antéversion prothétique désiré. En revanche, une tige non cimentée, de surcroît à fixation métaphysaire préférentielle, est mise en place dans l'axe d'hélicitorsion (qui peut être excessif) engendrant alors un risque d'instabilité anté-

Tableau 1 Valeurs moyennes et extrêmes des angles d'hélicitorsion et alpha mesurés en tomodynamométrie sur le fémur en fonction des étiologies.

	Helitorsion	Angle alpha
Coxarthrose	18,4° (–8° ; +58°)	–3,4° (–43° ; +23°)
ONA	16,8° (–11° ; +45°)	–1,8° (–30° ; +26°)
DDH	22,8° (–10° ; +62°)	7,8° (–47° ; +25°)
LCH	38,4° (–5° ; +118°)	–23,4° (–103° ; +20°)
Divers	20,5° (–29° ; +65°)	5,5° (–50° ; +44°)

ONA : ostéonécrose ; DDH : dysplasie de hanche ; LCH : luxation congénitale de hanche.

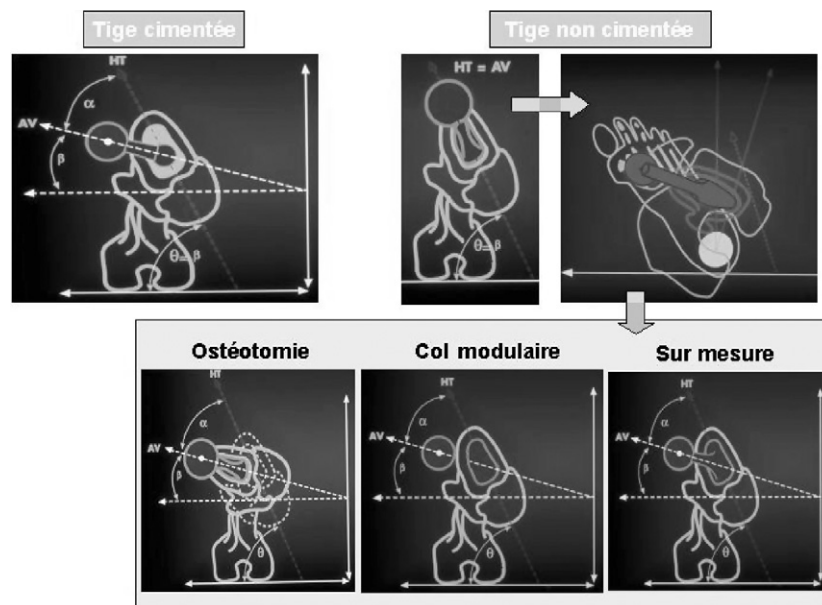


Figure 4 La position des tiges selon la nature de la prothèse et de son mode de fixation.

rière ou une mise en rotation interne exagérée du membre inférieur. Une ostéotomie de dérotation, une tige à col modulaire ou une tige sur mesure peuvent alors être nécessaires (Fig. 4). Il est aussi possible d'envisager l'utilisation de tiges droites à ancrage métaphysodiaphysaires que l'on peut mettre dans presque n'importe quelle rotation sans artifice particulier autre que d'adapter la taille de l'implant au grand axe de la médullaire dans la rotation choisie.

Conclusion

La prise en compte du plan horizontal (axe d'hélicorotation) dans l'arthroplastie totale de hanche est indispensable à la compréhension des critères de marche normale ainsi qu'au planning dans les trois plans de l'espace, car cela peut modifier l'analyse de l'*offset* par effet « trigonométrique ». Cela nécessite une tomodensitométrie associée à un logiciel d'analyse. Dans le cas où une tige standard ne permet pas de restaurer le déport fémoral, l'emploi d'une tige sur mesure peut alors se discuter.

Restauration du déport fémoral et fonction clinique (PTH vs resurfaçage)

La restauration du déport fémoral joue un rôle important après PTH [3,29,32]. Après un resurfaçage de la hanche (RTH), l'*offset* fémoral est réduit à cause du positionnement en valgus de la pièce fémorale [30]. Le but de cette étude était de comparer la fonction clinique après PTH et RTH en fonction de la restauration de l'*offset* fémoral.

Patients et méthodes

Deux cent dix hanches (194 patients âgés de 23 à 65 ans) ont été randomisées dans deux groupes : PTH ou RTH. De ce groupe initial, il n'a été retenu que 156 patients (PTH [76],

RTH [80]) comportant une hanche opérée et une hanche controlatérale saine (sans arthrose, ni PTH). Dans les deux groupes, le couple de frottement était de type métal—métal et l'approche postérolatérale. Les données cliniques et les étiologies préopératoires étaient identiques entre les deux groupes (sexe, âge, taille...). Le déport fémoral était mesuré [2] sur des radiographies standardisées pré- et post-opératoires, à l'aide du logiciel Imagika™ [20]. Les scores cliniques et fonctionnels Postel-Merle d'Aubigné, Womac, SF-36, la présence d'une boiterie et/ou d'un signe de Trendelenburg étaient rapportés.

Résultats

Par comparaison avec le côté controlatéral, le déport fémoral augmentait de 4,85 mm (−2,8 à 11,6) pour les PTH et diminuait de 3,42 mm (−7,8 à 0,2) pour les RTH ($p < 0,001$). Dans le groupe PTH, le déport fémoral était augmenté dans 84% des cas alors qu'il était abaissé dans 80% des cas de resurfaçages (57% des RTH entraînaient une diminution de plus de 10% de l'*offset*). Il n'y avait aucune différence pour les scores cliniques entre les deux groupes, avec respectivement dans les groupes PTH et RTH, des scores PMA à 17,07 et 17 points, SF-36 à 101 et 100,7 points, WOMAC à 11,7 et 9,2. Le taux de boiterie était évalué à 11,1% dans le groupe PTH et 10,3% dans le groupe RTH ($p > 0,05$) et la présence d'un signe de Trendelenburg n'était retrouvée après aucun cas de PTH et après 3% des RTH ($p > 0,05$).

Discussion

La réduction du déport fémoral après RTH n'affecte pas la fonction clinique et s'avère même bénéfique pour le support osseux cervicocéphalique en transformant les forces de cisaillement en forces de compression axiale. Les excellents scores cliniques comparables, rapportés dans les deux séries suggèrent que la restauration de l'*offset* fémoral n'est pas

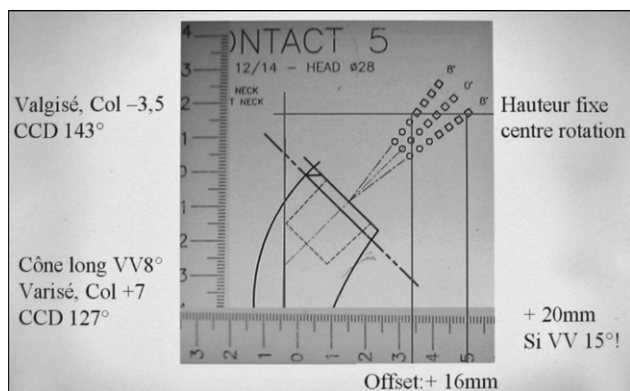


Figure 5 Influence des cônes modulaires. La modification angulaire du col associée à celle de la longueur du col permet de faire varier longueur du membre et importance du déport.

aussi cruciale pour les resurfaçages que pour les PTH. L'effet « grosse tête » secondaire à la restauration du diamètre fémoral natif par la tête prothétique est probablement responsable de ce résultat par le biais de la proprioception et du gain de stabilité de l'articulation [28,29].

Influence des cols modulaires sur la restauration de l'offset au cours des arthroplasties totales de hanche

L'utilisation de cols modulaires permet, en théorie, une restauration plus précise du déport fémoral puisque pour un même centre de rotation, l'utilisation d'un col valgisé ou varisé de 8° permet de faire varier l'offset de 16 mm, cette variation atteignant 20 mm avec l'utilisation d'un col varisé de 15° (Fig. 5). La validation clinique porte sur l'étude des 120 premiers patients opérés de façon continue de 2001 à 2003 avec une tige Contact-E™ et un col modulaire (Wright-Medical). Les patients ont été revus avec un recul minimal de quatre ans par un examinateur indépendant et les radios numérisées sur un scanner Télé-Rad Pro™ puis analysées à l'aide du logiciel Imagika™ (Tableau 2). Les complications, toutes précoces, ont été marquées par une infection profonde, une fracture fémorale et deux luxations (1,7 %). L'évolution clinique était sans particularité, le score fonctionnel de Harris moyen passant de 47 à 92 en post-opératoire. Les variations du déport fémoral (+1,6 mm) et global (-0,3 mm) et du BDLA (+1,65 mm) sont détaillées dans le Tableau 2. Ces mesures sont influencées par l'attitude vicieuse en rotation externe des coxarthroses. Si on exclut

les cas où la différence entre le déport fémoral du côté controlatéral sain et le déport préopératoire est de plus de 5 mm, 48 dossiers seulement demeurent analysables, avec une variation moyenne de +2,1 mm (-13, +14, écart-type : 4,2). Les valeurs moyennes de l'offset apparaissent ainsi correctement rétablies, mais avec des écarts importants y compris en éliminant les cas de rotation externe vicieuses préopératoires. Quarante-quatre hanches avaient un déport fémoral diminué et 76 un déport augmenté. Il existait une corrélation statistique avec l'utilisation d'un col modulaire long ou court ($p=0,001$). Ce dernier apparaissait trop court ce qui conduit à le déconseiller. À l'inverse, la géométrie du col modulaire n'a pas eu d'incidence statistiquement significative, même si on ne retrouve aucune réduction d'offset avec l'utilisation des cols varisés.

Le taux de luxation (2/120 [1,6 %]) est faible, grâce aux possibilités de réglage peropératoire de l'offset et de l'antéversion du col (Fig. 5), minimisant les conflits col-cupule et assurant une bonne tension des parties molles. Cependant, les deux cas de luxations présentaient une augmentation du déport fémoral respectivement de +14 et +11 mm. Dans un cas, la luxation était liée à un excès d'antéversion fémorale corrigée lors de la reprise précoce par l'utilisation d'un col rétroversé. Le résultat fonctionnel était influencé par la restauration du déport fémoral puisque le score moyen fonctionnel de Harris des 76 patients à offset augmenté était significativement plus élevé ($p=0,005$).

Au total, l'utilisation d'un col modulaire assure une restauration plus facile du déport prothétique, gage d'un meilleur résultat, mais au prix d'une grande vigilance pour éviter les écueils d'une réduction ou au contraire d'une trop grande augmentation comme en témoigne cette série initiale.

Devenir au recul minimal de six ans du scellement d'un pivot fémoral à déport fémoral (offset) augmenté. À propos de 94 cas

L'augmentation du déport fémoral est justifiée en théorie pour améliorer la stabilité de la hanche [2,3,8,16], reproduire la forme du fémur [30], améliorer la force des muscles fessiers [2] et peut-être pour protéger la fixation de la pièce fémorale. Cependant, cette dernière notion est discutée et l'influence d'une augmentation importante de l'offset sur le devenir de la fixation d'un pivot fémoral cimenté n'est pas connue avec précision [15,22]. Le but de cette étude était d'évaluer cette donnée pour le pivot Lubinus SP2 117° et de comparer son devenir à celui de la forme standard (126°),

Tableau 2 Valeurs moyennes et (écart-type et extrêmes) des paramètres fémoraux mesurés au moyen du logiciel Imagika™ avant et après l'implantation de pivots comportant une double modularité cervicale.

Valeurs en millimètres	Préopératoire	Postopératoire	Delta moyen	Min/Max	Écart-type
Offset fémoral	34,9	36,9	+1,6	-21/ +20	7,78
Offset global	69,2	68,9	-0,3	-21/ +19	7,94
Bras de levier des abducteurs	43,8	45,3	+1,65	-6/ +5	3,18
Inégalité de longueur	-4,2	+2,42	+6,3	-9/ +16	6,42

dont la survie est la meilleure parmi les pivots cimentés analysés dans le registre Suédois [19].

Matériel et méthodes

Il s'agit d'une cohorte de 94 prothèses de hanche, implantées entre 1999 et 2001 au CHRU de Lille, revue par un observateur non opérateur avec au recul un contrôle clinique et radiographique. Les prothèses ont été implantées par voie postéro-latérale et cimentées selon une technique de seconde génération. Les critères d'utilisation de ce modèle étaient un angle cervicodiaphysaire inférieur à 135° ($67\% < 125^\circ$) et/ou un déport augmenté.

Résultats

Le recul moyen était de 78 mois (70–94). Le score PMA à la révision était de $17 \pm 1,7$ [13,18]. Sur cette population à *offset* augmenté, la Lubinus SP2 117° a permis de reproduire le déport fémoral préopératoire dans 91%. Nous déplorons quatre luxations survenues dans des cas pour lesquels le pivot n'avait pas pu reproduire l'*offset* du patient. Au total, il y a eu cinq reprises chirurgicales : trois pour descellement du pivot fémoral et deux pour instabilité. Aucun facteur anatomique fémoral pré- ou postopératoire n'était corrélé avec la survenue des descellements, mais deux des trois descellements étaient expliqués respectivement par un défaut de cimentation initial (discontinuité) et un fémur multiopéré (ostéotomies). La survie de cet implant était de 95,1% ($\pm 4,8$) à sept ans de recul (98% à sept ans pour la forme non latéralisée de la Lubinus dans le registre suédois [19]).

Discussion et conclusion

L'augmentation du déport fémoral entraîne en théorie une augmentation des contraintes sur l'interface de fixation [16]. Ainsi, des descellements précoces ont été observés sur des tiges cimentées à *offset* augmenté mais disposant d'une forme cylindrique et droite [31]. La forme anatomique de la Lubinus SP2 permet un manteau de ciment uniforme et semble donc limiter le risque de descellement précoce. Le taux de survie à sept ans dans notre série était légèrement inférieur à celui des formes 126° et 135° rapporté dans le registre suédois [19]. D'ailleurs, l'augmentation du déport fémoral était identifiée dans le registre comme facteur de risque d'échec [19]. Il semble donc que cet implant représente une bonne solution en cas de col fémoral long et/ou d'angle cervicodiaphysaire inférieur à 135° [22,32]. Cependant, la légère diminution du taux de survie observée dans notre étude par rapport aux pivots de référence impose la surveillance à plus long terme de cet implant cimenté.

Offset et navigation

Total Hip Surgetics™ V1.0 de Praxim-Médivision est un système de guidage du geste opératoire permettant, entre autres, de contrôler la restitution du compromis *offset*/longueur au cours de la réalisation d'arthroplastie totale de hanche. Nous l'utilisons depuis février 2004 conjointement à la tige Corail™ (DePuy) dans ses gammes standard

et latéralisée. L'analyse de la littérature montre que seulement 60% des planifications préopératoires sont effectivement réalisées pendant l'intervention et que, dans 40% des cas, l'objectif recherché, en termes de contrôle de la longueur ou du déport fémoral, n'est pas atteint. Nous avons voulu en analyser les causes et montrer comment l'utilisation d'un système de navigation pouvait améliorer la qualité du geste chirurgical.

Patients et méthodes

Sur une cohorte de 200 patients, nous avons réalisé une planification préopératoire sur une radiographie de bassin de face. Nous avons ainsi défini le delta de longueur et du déport recherché pour chaque patient. Chacun d'entre eux a été opéré à l'aide du système de navigation. Nous avons contrôlé en postopératoire, sur un cliché de bassin de face, la divergence par rapport à l'objectif fixé. Nous avons considéré le résultat comme satisfaisant, chaque fois que la différence par rapport à l'objectif était inférieure à 5 mm.

Résultats

Dans 53% des cas, nous avons été conduits à modifier durant l'intervention la planification préopératoire pour atteindre l'objectif recherché. Chez 100% des patients, on notait une ascension (moy_a : 4,5 mm) et une médialisation (moy_m : 3,5 mm) du centre de rotation acétabulaire. Dans 20% des cas, on observait que la coupe fémorale se situait à plus de 5 mm de sa hauteur planifiée. La longueur était restituée dans 98% des cas, et si l'on considérait conjointement le couple *offset*-longueur, 78% des patients se situaient à moins de 5 millimètres de l'objectif fixé pour chacun des deux critères. Le déplacement antéropostérieur du centre de rotation de la hanche n'a été mesuré que 16 fois, suite à l'adjonction de cette fonction lors d'une mise à jour logiciel. Le déplacement antéropostérieur moyen était mesuré à 8 mm.

Discussion

Nous retrouvons ici des valeurs superposables à celles de la littérature. Pour 53% des interventions, un suivi de la planification préopératoire aurait conduit à ne pas atteindre les objectifs. Les causes en sont : la médialisation et l'ascension systématique du centre de rotation acétabulaire rarement superposable à la planification et les hauteurs de coupes parfois difficiles à respecter. En revanche, l'utilisation d'un système de navigation permet de restituer la longueur chez tous les patients en informant le chirurgien, durant le geste opératoire, des corrections à apporter pour atteindre les objectifs fixés. Elle permet également d'améliorer le compromis *offset*-longueur dont la restitution ne se trouve plus limitée que par le choix de prothèses disponibles pendant l'acte opératoire. Intégrer le contrôle de la dimension antéropostérieure (paramètre le plus modifié par le geste chirurgical) n'est pas possible avec une gamme standard de prothèses. C'est pourquoi nous pensons que le développement d'une solution optimale reposera sur l'association d'un logiciel de navigation et d'une prothèse à cols modu-

laire, seule capable de proposer un choix suffisant de solutions pour contrôler le repositionnement spatial complet du fémur. Cette solution prendrait ainsi en compte la notion de stabilité articulaire en gérant avec plus de précision les parties molles de la hanche.

Conclusions

La PTH existe depuis plus de 40 ans. Au début de l'expérience le patient et son chirurgien étaient satisfaits quand la hanche était indolore et lorsque les implants reproduisaient approximativement l'anatomie de la hanche. Actuellement, les patients demandent une hanche fonctionnellement et physiologiquement normale, le plus rapidement et pour le plus longtemps possible. Après de longs débats, toujours d'actualité, sur les matériaux, les couples de frottement, le mode de fixation des implants, la nécessité de reconstitution de la morphologie de la hanche, profondément intriquée avec les problèmes précédents, prend de plus en plus d'importance : « une bonne architecture est nécessaire à une bonne fonction ». L'implantation d'une PTH impose de respecter des règles précises. Il faut mettre le centre de rotation de la hanche à sa place ou le médialiser légèrement pour améliorer la couverture de la cupule et reconstituer un déport fémoral (*offset*) suffisant pour obtenir un BDLA efficace, dont le rôle dans la marche et la longévité des implants est démontré. Il faut aussi veiller à obtenir une antéversion physiologique et la longueur exacte du membre. La planification préopératoire est obligatoire en connaissant l'imprécision d'échelle des radiographies. Elle permet d'éviter les grandes erreurs, mais ne garantit pas le résultat [33]. Le geste chirurgical doit être précis et contrôlé lors de l'intervention. La navigation semble pouvoir améliorer la précision de l'implantation. Le chirurgien doit utiliser une gamme d'implants suffisante, anatomique, latéralisée, modulaire ou sur mesure, selon ses options, pour couvrir toutes les variétés anatomiques. La reconstitution du déport fémoral est un des éléments incontournables pour obtenir qualité et longévité des arthroplasties de la hanche.

Financement

Plusieurs auteurs ont reçu des versements substantiels en rapport avec ce travail.

Références

- [1] Rubin PJ, Leyvraz PF, Aubaniac JM, Argenson JN, Esteve P, De Roguin B. The morphology of the proximal femur. A three-dimensional radiographic analysis. *J Bone Joint Surg (Br)* 1992;74:28–32.
- [2] McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD, Kai-Nan AN, Cabanela ME. Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Br)* 1995;77:865–89.
- [3] Charles MN, Bourne RB, Davey JR, Greenwald AS, Morrey BF, Rorabeck CH. Soft tissue balancing of the hip: the role of femoral offset restoration. *J Bone Joint Surg (Am)* 2004;86:1078–88.
- [4] Delp SL, Wixson RL, Komattu AV, Kocmond JH. How superior placement of the joint center in hip arthroplasty affects the abductor muscles. *Clin Orthop* 1996;328:137–46.
- [5] Frain P. Moyen fessier et appui unipodal. Variations géométriques sur le thème des ostéotomies fémorales et pelviennes. *Rev Chir Orthop* 1978;64:445–58.
- [6] Krishnan S, Morris R, Garlick N, Carrington RWJ. Common misconceptions of normal hip joint relations on pelvic radiographs. *J Bone Joint Surg Br* 2005;87(Suppl. 3):354.
- [7] Pierchon F, Migaud H, Duquennoy A, Fontaine C. Évaluation radiologique du centre de rotation de la hanche. *Rev Chir Orthop* 1993;79:281–7.
- [8] Bourne RB, Rorabeck CH. Soft tissue balancing: The hip. *J Arthroplasty* 2002;17(Suppl. 1):17–22.
- [9] Charnley J. Low friction principle. In: Charnley J, editor. *Low friction arthroplasty of the hip*. New York: Springer-Verlag; 1979. p. 3–15.
- [10] Kerboull M. Les problèmes mécaniques posés par l'arthroplastie totale de hanche, Conférences d'enseignement 1977, Cahier n°7: pp. 89–112, expansion scientifique française, Paris, 1977.
- [11] 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* 2004;12:164–7.
- [12] Spalding TJ. Effect of femoral offset on motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Br)* 1996;78:997.
- [13] Asayama I, Naito M, Fujisawa M, Kambe T. Relationship between radiographic measurements of reconstructed hip joint position and the Trendelenburg sign. *J Arthroplasty* 2002;17:747–51.
- [14] Davey JR, O'Connor DO, Burke DW, Harris WH. Femoral component offset: its effect on strain in bone-cement. *J Arthroplasty* 1993;8:23–6.
- [15] Dolhain P, Tsigaras H, Bourne R, Rorabeck C, Macdonald S, Mac Calden R. The effectiveness of dual offset stems in restoring offset during total hip replacement. *Acta Orthop Belgica* 2002;68:490–9.
- [16] Ramaniraka NA, Rakotomanana LR, Rubin PJ, Leyvraz PF. Prothèse totale de hanche sans ciment : influence des paramètres extramédullaires sur la stabilité primaire et les contraintes à l'interface os-prothèse. *Rev Chir Orthop* 2000;86:590–7.
- [17] Devane P, Home G, Winemaker M, Bourne R, Rorabeck C. The effect of restoring femoral offset during THR on 3D volumetric wear. *J Bone Joint Surg (Br)* 1997;79(Suppl.):385.
- [18] Ebied A, Hoad-Reddick DA, Raut V. Medium-term results of the Charnley low-offset femoral stem. *J Bone Joint Surg (Br)* 2005;87:916–20.
- [19] Kärrholm J, Garellick G, Herberts P. The Swedish hip arthroplasty register, Annual Report 2005, <http://www.jru.orthop.gu.se>.
- [20] Girard J, Touraine D, Soenen M, Massin P, Laffargue P, Migaud H. Mesure de la pénétration céphalique sur des radiographies numérisées: reproductibilité et précision. *Rev Chir Orthop* 2005;91:137–42.
- [21] Noble PC, Lindahl LJ, Jay JL, Davidson J, Tullos HS. Femoral anatomy and the design of total hip replacements. *Trans Orthop Res* 1986;11:335.
- [22] Fessy MH, N'Diaye A, Carret JP, Fischer LP. Locating the center of rotation of the hip. *Surg Radiol Anat* 1999;21:247–50.
- [23] Massin P, Geais L, Astoin E, Simondi M, Lavaste F. The anatomic basis for the concept of lateralized femoral stems: a frontal plane radiographic study of the proximal femur. *J Arthroplasty* 2000;15:93–101.
- [24] Massin P, Astoin E, Lavaste F. Influence of proximal stem geometry and stem-cement interface characteristics on bone and cement stresses in femoral hip arthroplasty: finite element analysis. *Rev Chir Orthop* 2003;89:134–43.

- [25] Argenson JN, Ryembault E, Flecher X, Brassart N, Parratte S, Aubaniac JM. Three-dimensional anatomy of the hip in osteoarthritis after developmental dysplasia. *J Bone Joint Surg (Br)* 2005;87:1192–6.
- [26] Argenson JN, Paris P, Bonis E, Aubaniac JM. Uncemented and custom hip prostheses in patients younger than 50 years old. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 1996;6:255–9.
- [27] Flecher X, Argenson JN, Parratte S, Ryembault E, Aubaniac JM. Custom cementless stem for osteoarthritis following developmental hip dysplasia. *Rev Chir Orthop* 2006;92:332–42.
- [28] Girard J, Lavigne M, Vendittoli PA, Roy AG. Biomechanical reconstruction of the hip: a randomised study comparing total hip resurfacing and total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Br)* 2006;88:721–6.
- [29] Silva M, Lee KH, Heisel C, Dela Rosa MA, Schmalzried TP. The biomechanical results of total hip resurfacing arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Am)* 2004;86:40–6.
- [30] Husmann O, Rubin PJ, Leyvraz PF, De Roguin B, Argenson JN. Three-dimensional morphology of the proximal femur. *J Arthroplasty* 1997;12:444–50.
- [31] Sakalkale DP, Sharkey PF, Eng K, Hozack WJ, Rothman RH. Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 2001;388:125–34.
- [32] Lingren JU, Rysavy J. Restoration of femoral offset during hip replacement. *Acta Orthop Scand* 1992;63:407–10.
- [33] De Thomasson E, Mazel C, Guingand O, Terracher R. Étude critique des résultats de la planification préopératoire sur l'anatomie de la hanche prothésée. *Rev Chir Orthop* 2002;88:229–35.