
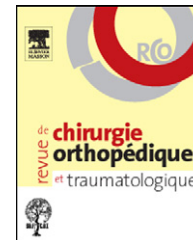




Disponible en ligne sur
 ScienceDirect
www.sciencedirect.com

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



MÉMOIRE ORIGINAL

Mesure de l'offset fémoral dans l'arthroplastie totale de hanche : intérêt du scanner[☆]

Total hip arthroplasty offset measurement: Is CT scan the most accurate option?

G. Pasquier^{a,b,*,c}, G. Ducharne^a, E. Sari Ali^d,
F. Giraud^a, A. Mouttet^e, E. Durante^f

^a Service d'orthopédie et traumatologie, centre hospitalier Victor-Provo, 45, boulevard Lacordaire, 59100 Roubaix, France

^b Université Lille Nord de France, 59000 Lille, France

^c Département universitaire de chirurgie orthopédique, service d'orthopédie C et D, hôpital Roger-Salengro, université Lille-2, CHRU de Lille, place de Verdun, 59037 Lille, France

^d Service de chirurgie orthopédique, hôpital de La Pitié-Salpêtrière, 7-83, boulevard de l'Hôpital, 75013 Paris, France

^e Polyclinique Saint-Roch, avenue Ambroise-Croizat, 66330 Cabestany, France

^f Département d'informatique, avenue des Sciences, 1400 Yverdon-les-Bains, Suisse

Acceptation définitive le : 7 avril 2010

MOTS CLÉS

Offset fémoral ;
Prothèse totale de hanche ;
Planification préopératoire ;
Inégalité de longueur des membres inférieurs ;
Chirurgie assistée par ordinateur

Résumé L'offset fémoral est difficile à apprécier par la méthode radiographique conventionnelle. Il caractérise l'équilibre entre le poids du corps et la résistance fournie par les muscles abducteurs de la hanche. La mise en place d'une prothèse totale de hanche doit respecter cet équilibre. La tomodensitométrie (TDM) est plus précise que la radiographie conventionnelle pour évaluer l'offset fémoral. Soixante et un patients bénéficiant d'une prothèse totale de hanche unilatérale ont été inclus prospectivement. L'offset fémoral a été mesuré par TDM en utilisant des reconstructions faites par un logiciel Hip Plan (Symbios™). La mesure de l'offset a aussi été faite sur des radiographies standard et les mesures ont été comparées. Ce logiciel permettait d'apprécier la longueur des membres inférieurs sur la télémétrie de face. Il avait été développé pour effectuer la planification d'implants fémoraux sans ciment permettant l'utilisation d'un col modulaire à orientation et longueur variable. Toutes les mesures ont été faites selon la même méthode en pré- et postopératoire. Les valeurs mesurées de l'offset fémoral étaient très proches des valeurs anatomiques de la littérature. Elles ont été plus importantes significativement que les valeurs mesurées par la méthode radiographique, en moyenne de 8 %.

DOI de l'article original : [10.1016/j.otsr.2010.02.006](https://doi.org/10.1016/j.otsr.2010.02.006).

[☆] 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.

Adresse e-mail : gpasquier@nordnet.fr (G. Pasquier).

La mise en place de la prothèse de hanche s'est accompagnée d'une augmentation significative de l'offset (1,88 mm \pm 4,71) avec une variation faible de la longueur du membre inférieur. Une faible variation des valeurs pré- et postopératoires de la longueur du membre inférieur opéré a été notée avec une augmentation moyenne de 1,66 \pm 5,63 mm. Dix-sept pour cent des fémurs avaient des offsets importants associés à des fûts médullaires proximaux de petite ou moyenne taille. Ce logiciel de planification a permis de prévoir cette difficulté et d'utiliser un montage adapté avec un col modulaire long et varisant de 8° pour restaurer cet offset important. Dans la majorité de ces cas, le volume intramédullaire fémoral ne permettait que la mise en place d'une tige fémorale de petite taille. L'utilisation de cette méthode permettant une reconstruction de coupes TDM a permis de repérer ces cas et d'intégrer leur particularité dans la planification. De plus, associer une appréciation de la longueur des membres inférieurs a été possible par cette méthode. Les mesures faites par cette méthode de planification basée sur un examen TDM sont d'acquisition facile et indépendante des conditions de l'examen par rapport à la méthode classique radiographique puisqu'on peut par cette méthode se placer dans le grand axe du col fémoral. Cette mesure n'est pas été influencée par une anomalie positionnelle ou une hanche fixée en rotation externe. Le nombre important d'offset de valeur supérieure à la moyenne, a montré l'intérêt de cette mesure et la nécessité de pouvoir y répondre par des tiges latéralisées ou, comme dans notre cas, par l'utilisation de cols modulaires permettant de jouer sur l'offset fémoral et l'angulation cervicale.

Niveau de preuve. – III étude prospective diagnostique.

© 2010 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Introduction

L'offset ou déport fémoral externe de la hanche est une variable définie pour traduire l'équilibre entre le poids du corps et la force de résistance fournie par les abducteurs de la hanche. L'offset est la distance du segment perpendiculaire élevé du centre de rotation de la hanche à la ligne d'action des muscles abducteurs [1]. Comme cette distance n'est pas utilisable dans la pratique clinique quotidienne, on utilise une valeur radiographique fixe qui définit l'offset fémoral comme la distance entre le centre de rotation de la tête fémorale et la perpendiculaire à l'axe métaphysaire fémoral [1].

Le calcul de l'offset fémoral sur la radiographie de face trouve ses limites dans la précision de la technique de radiographie car celle-ci est dépendante de nombreuses variables :

- d'une part, la position du patient, celle du tube, la distance entre le tube et la plaque conditionnent le coefficient d'agrandissement ;
- d'autre part le cliché doit être fait dans le grand axe du col fémoral or une hanche arthrosique est souvent fixée en rotation externe.

L'examen tomodensitométrie (TDM) donne accès à d'autres plans de référence comme le plan axial, il permet la mesure de l'antéversion pour Suh et al. [2] et Olivecrona et al. [3]. Les possibilités de reconstruction multiplanaire à l'aide de logiciels informatiques permettent de faire des mesures après s'être placée dans le plan du grand axe cervical [4].

L'offset, calculé sur la radiographie de face, pour Charles et al. [5] est une constante individuelle à intégrer dans la planification, la non-restauration de l'offset expose le chi-

rurgien à être obligé d'allonger le membre inférieur opéré pour retendre suffisamment les parties molles et éviter le risque d'une instabilité prothétique postopératoire. Enfin, il est difficile de comparer les situations pré- et postopératoires par cette technique en raison de sa reproduction imprécise.

Le choix de la taille des composants prothétiques ainsi que leur placement influencent le résultat fonctionnel et la longévité d'une PTH pour Charles et al. [5]. La planification doit permettre ce choix et restaurer la longueur du membre inférieur.

L'utilisation de coupes tomodensitométriques et leur reconstruction multiplanaire permet, d'une part, d'apprécier les caractéristiques spatiales du patient, d'autre part, de faire des mesures angulaires [2,3] ou de longueur [6,7], les caractéristiques de l'espace de travail de la TDM étant connues. L'utilisation de programmes permettant de placer des implants fantômes et de mesurer certaines caractéristiques utiles à la chirurgie (mesures angulaires ou appréciations de distance) est rendue possible grâce à l'utilisation du format DICOM standardisé. Ils permettent des simulations pour Noble et al. [7] et une planification virtuelle pour Seel et al. [8]. La longueur du membre inférieur et du membre controlatéral peut être appréciée sur la télémétrie de face, le choix du placement du centre de rotation de la hanche, la mobilité articulaire avec la recherche de conflits sont aussi des appréciations possibles avec ce type d'outils comme l'ont montré Sari Ali et al. [4].

Nous avons utilisé un programme de ce type Hip Plan (Symbios™) pour calculer, chez 61 patients opérés d'une PTH, l'offset fémoral pré- et postopératoire et nous avons apprécié ses variations. Nous avons couplé cette mesure à la planification d'une prothèse à cône modulaire qui permettait, d'une part, de s'adapter aux variations de l'offset fémoral, d'autre part, de planifier le segment cer-

vical indépendamment de la métaphyse fémorale et de l'acétabulum.

L'intérêt de connaître la valeur préopératoire de l'offset fémoral était de prévoir une association prothétique qui le reproduise. Nous avons associé à cette planification une mesure de la longueur des membres inférieurs.

Le principal but de ce travail était de comparer les mesures radiographiques conventionnelle et tomodensitométrique de l'offset fémoral. Le deuxième but était de comparer les valeurs pré- et postopératoires de l'offset fémoral ainsi que les variations induites par la pose d'une PTH en utilisant le même protocole d'analyse sur un groupe de patients opéré par un seul chirurgien par voie d'abord postéro-latérale.

Patients et méthode

Patients

Soixante et un patients souffrant d'une arthropathie unilatérale ont été intégrés à cette étude prospective entre septembre 2004 et mars 2007. Le sex-ratio était de 45 femmes pour 16 hommes, l'âge moyen était de 74 ans (44 à 83 ans), l'index de masse corporelle (IMC) était en moyenne de 30,5 (22 à 45), 32 patients avaient un IMC supérieur à 30. L'étiologie principalement retrouvée était une coxarthrose primitive dans 55 cas, dans quatre cas, il s'agissait d'arthrose sur dysplasie modérée, dans un cas d'arthrose sur ostéonécrose évoluée et dans un cas d'une séquelle de fracture du bassin non opérée avec une protrusion acétabulaire. La même technique chirurgicale par voie postéro-latérale a été réalisée par un opérateur (GP) et il n'y avait que des implantations de première intention. Tous les patients ont eu un examen tomodensitométrique pré- et postopératoire, ceux qui ne l'acceptaient pas ne font pas partie de cette étude prospective d'évaluation.

Méthode

Collecte des données tomodensitométriques

L'examen était fait dans une machine tomodensitométrique à acquisition hélicoïdale multibarrettes SiemensTM, sur un patient couché les membres inférieurs en extension avec les rotules au zénith. Il consistait en l'acquisition de coupes du bassin entre les crêtes iliaques et l'isthme fémoral qui correspond à la zone la plus étroite de la diaphyse fémorale par des coupes jointives faites tous les 2 mm ainsi que de télémetries de face et de profil de l'ensemble des membres inférieurs.

Description du logiciel Hip PlanTM

L'analyse et les reconstructions ont été faites en utilisant le logiciel Hip Plan (SymbiosTM) développé pour la planification en trois dimensions. Hip PlanTM est un logiciel de traitement et d'analyse d'images volumiques. Il est issu de l'évolution d'un logiciel mis au point pour la conception et la planification de prothèses totales de hanche sur mesure utilisées dans des cas de dysplasie fémorale importantes pour Fletcher et al. [9,10]. Il permet un affichage multiplanaire en visualisant simultanément les trois coupes frontales, sagit-

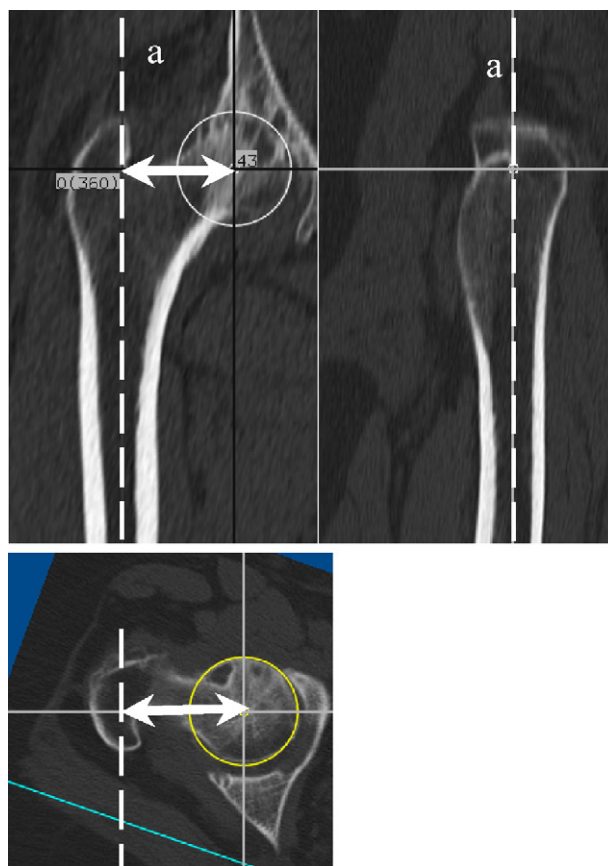


Figure 1 Détermination de l'offset fémoral sur donnée tomodensitométrique. On détermine l'axe médullaire fémoral (a), le centre de la tête fémorale est déterminé à l'aide de cercles dont la variation est millimétrique. La valeur de l'offset fémoral est donnée par la perpendiculaire tendue entre l'axe médullaire fémoral et le centre de la tête fémorale.

tales et axiales, qui sont perpendiculaires en un point. On obtient naturellement un repère de référence où chaque coupe désigne l'un des trois plans. La navigation dans ce volume consiste à déplacer ce point (appelé curseur 3D). L'utilisateur peut zoomer ou orienter le volume par rapport à ce point (translation et rotation) [4]. Ce type de navigation permet de compenser le mauvais placement du patient lors de l'acquisition de l'examen tomodensitométrique en offrant la possibilité de localiser et marquer des références anatomiques propres au patient.

Deux plans ont été systématiquement acquis : d'une part, le plan pelvien antérieur défini entre les épines iliaques antérosupérieures et les tubérosités antérieures du pubis qui est un plan caractéristique du patient, d'autre part, le plan crâniopodal comme suggéré par Murray [11] qui est un plan de référence proche du plan radiographique de face.

La possibilité d'identifier précisément des références anatomiques a permis de comparer les situations pré- et postopératoires et d'analyser les conséquences de la mise en place de la prothèse.

Calcul de l'offset fémoral

La mesure de l'offset fémoral nécessite le repérage de l'axe médullaire fémoral dans son quart supérieur, le fémur ayant

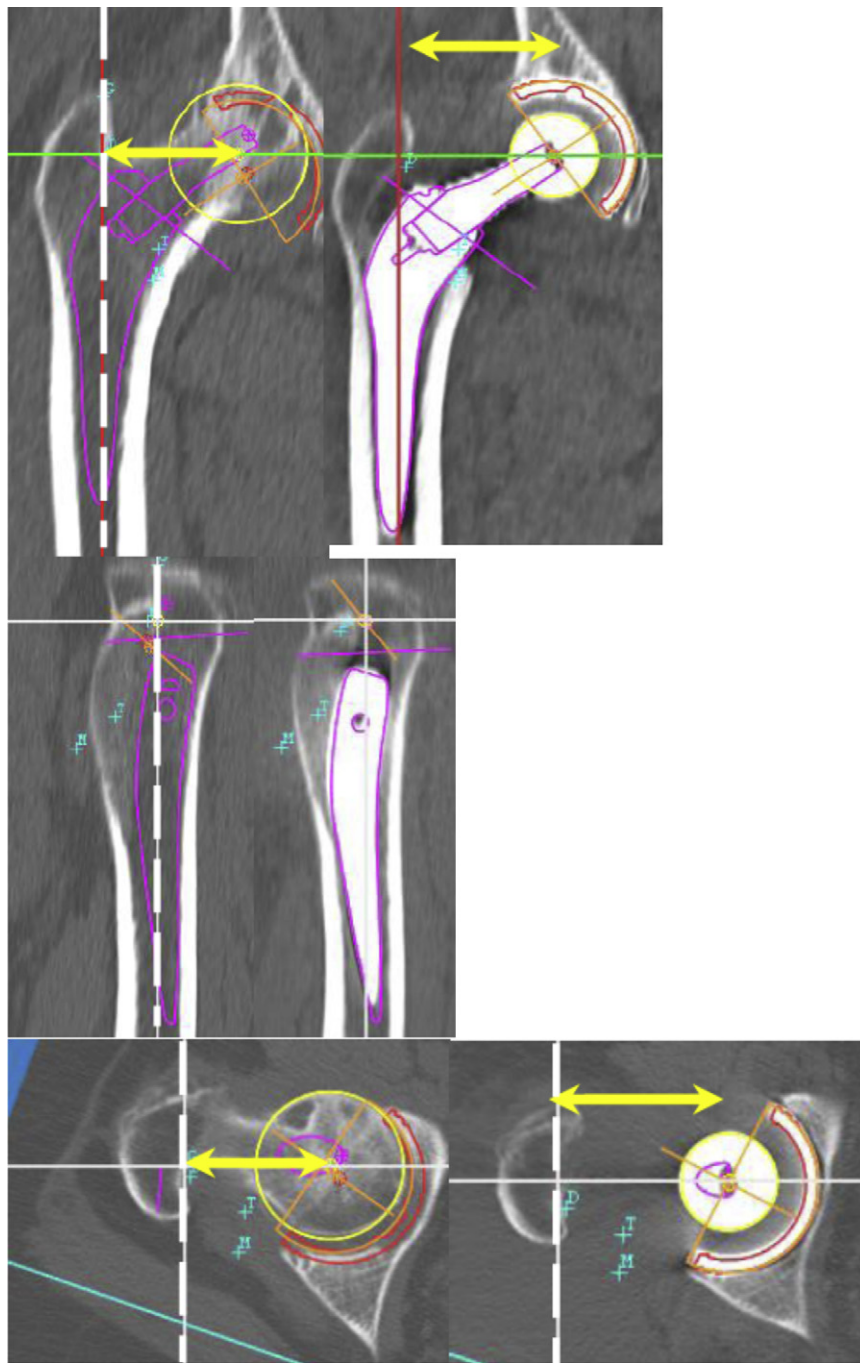


Figure 3 Exemple d'utilisation du logiciel en situation préopératoire et postopératoire. Mesure de l'offset fémoral dans les deux situations en utilisant les différents plans frontaux, sagittaux et axiaux dans lesquels il est possible de se déplacer simultanément.

Cette différence de valeur entre sexe était significative au test *t* de Student ($p < 0,001$).

En postopératoire, nous avons observé une valeur moyenne plus élevée à $44,68 \text{ mm} \pm 6,29$ (28 à 57) avec un accroissement moyen comparable chez l'homme ($47,69 \text{ mm} \pm 4,33$) et la femme ($43,59 \text{ mm} \pm 6,57$). Cette augmentation de l'offset en postopératoire par rapport à l'offset préopératoire était statistiquement significative au test *t* de Student ($p < 0,001$).

La mesure de l'offset fémoral du côté controlatéral trouve une valeur moyenne de $43,35 \text{ mm} \pm 5,71$ peu variable

entre l'examen TDM préopératoire et l'examen TDM postopératoire légèrement supérieure à la valeur préopératoire de l'offset fémoral de la hanche prothésée mais proche de sa valeur postopératoire (Tableau 2).

La mesure de l'offset radiographique montrait des valeurs inférieures avec une moyenne de $39,97 \text{ mm} \pm 5,65$ (26 à 52) pour l'ensemble de l'échantillon. Cette valeur était chez l'homme de $42,00 \text{ mm} \pm 5,49$ (32 à 52) et chez la femme de $39,00 \text{ mm} \pm 5,52$ (26 à 49). Cette différence de valeur était aussi significativement différente au test de Student ($p < 0,04$) (Tableau 1).

Tableau 1 Variation de l'offset induite par la mise en place de la prothèse de hanche (moyenne \pm déviation standard).

	Offset fémoral préopératoire	Nombre	Offset fémoral postopératoire	Moyenne de la différence
Série mesure TDM (¶)	42,90 mm \pm 5,43 ^a (31–55)	61	44,68 mm \pm 6,29 ^a (28–57)	1,88 mm \pm 4,71
Femmes (#)	42,02 mm \pm 5,76 (31–55)	44	43,59 mm \pm 6,57 (28–54)	1,57 mm \pm 4,99
Hommes (#)	45,18 mm \pm 3,68 (37–51)	17	47,69 mm \pm 4,33 (39–57)	2,75 mm \pm 3,86
Hanche contro-latérale	43,35 mm \pm 5,71 (32–56)	61	43,11 mm \pm 5,96 (30–56)	0,15 mm \pm 2
Série mesure radiographique (¶)	38,97 mm \pm 5,76 (26–48)	61	41,83 mm \pm 6,45 (28–54)	3,02 mm \pm 5,39

(¶) : différence significative de valeur entre l'offset radiographique et TDM au test *t* de Student apparié ($p < 0,001$) ; (#) : différence significative de valeur d'offset selon le sexe au test *t* de Student apparié ($p < 0,04$).

^a L'augmentation de l'offset en postopératoire était statistiquement significative au test *t* de Student apparié ($p < 0,001$).

En postopératoire, la mesure radiographique de l'offset montrait une augmentation avec une moyenne de 41,83 mm \pm 6,45 (28 à 54 mm), il existait une augmentation proportionnelle chez l'homme et la femme. Cette augmentation de l'offset entre sa valeur préopératoire et postopératoire était significative à $p < 0,0001$.

Il existait une différence significative entre la valeur radiographique de l'offset et sa valeur tomodensitométrie au test *t* de Student apparié à $p < 0,0001$. L'offset radiographique était inférieur en moyenne de 3,28 mm \pm 4,11 (0 à 12,5 mm) à l'offset mesuré en TDM, soit 8 % de sa valeur.

Individualisation du groupe « varus long »

Une individualisation des patients qui ont eu un col modulaire de type « varus long » a montré un accroissement moyen postopératoire identique à celui de l'échantillon global (Tableau 2).

Une analyse entre les groupes de cols différents : cols « varus longs », cols « varus courts » et cols non modulaires ou modulaires standards droits a montré des différences significatives de la valeur préopératoire de l'offset : la moyenne la plus importante de l'offset fémoral en préopératoire était retrouvée dans le groupe col « varus long » et était significativement différente par rapport aux autres

groupes avec au test *t* de Student une différence de $p < 0,001$.

Sur les 25 patients ayant reçu des cols modulaires varus long, dix ont eu des tiges fémorales de petite taille (C), 13 de taille moyenne (D et E) pour seulement deux tiges de grande taille (F et G). Il y avait donc une fréquente association de canaux de petite taille et de cols longs et/ou varus.

Individualisation des patients à grand offset

Treize patients sur 61 avaient un offset fémoral supérieur ou égal à deux déviations standard de la moyenne c'est-à-dire une valeur d'offset de 47 mm et plus pour les femmes (huit cas) et de 59 mm et plus pour les hommes (cinq cas). Chez ces 13 patients, neuf sur 13 ont reçu un col modulaire varus long, dont trois patients avec une tête +6. Dans trois cas, la comparaison des valeurs pré- et postopératoires montrait un non-rétablissement de l'offset, dans un cas, une égalité et dans huit cas une augmentation modérée. Pour ces 13 patients ayant un grand offset, nous avons utilisé une majorité de tige fémorale prothétique de taille petite ou moyenne : 11 tiges de taille C-D-E pour deux tailles F et deux tailles G. Dans ce groupe de patients à grand offset comme dans le précédent groupe de prothèses à col varus long, il y avait une fréquente association

Tableau 2 Variation de l'offset fémoral selon le type de col choisi (moyenne \pm déviation standard).

	Offset fémoral préopératoire	Nombre	Offset fémoral Postopératoire	Moyenne de la différence
Série	42,90 mm \pm 5,43 (31–55)	61	44,68 mm \pm 6,29 (28–57)	1,88 \pm 4,71
Col varus long ^a	45,54 mm \pm 5,27 (32–55)	24	48,58 mm \pm 3,86 (41–57)	3,04 \pm 3,92
Col varus court	42,27 mm \pm 4,27 (34–49)	11	42,73 mm \pm 4,84 (35–49)	0,45 \pm 4,08
Col droit ^a	40,63 mm \pm 5,04 (31–51)	26	41,89 mm \pm 6,65 (28–56)	1,26 \pm 5,54

^a Différence significative entre le groupe « col varus long » et le groupe « col droit » au test *t* de Student apparié ($p < 0,001$).

Tableau 3 Variations de la longueur du membre inférieur opéré et de la mesure de la longueur du membre inférieur controlatéral (moyenne \pm déviation standard).

	Longueur préopératoire	Nombre	Longueur postopératoire	Moyenne de différence de longueur
<i>Membre inférieur opéré</i>				
Série	751 mm \pm 48 ^a (650–869)	58	753 mm \pm 48 ^a (655–870)	1,66 mm \pm 5,63
Femmes	742 mm \pm 44 (650–853)	43	744 mm \pm 43 (655–852)	1,49 mm \pm 5,67
Hommes	776 mm \pm 53 (698–869)	15	779 mm \pm 52 (704–869)	2,13 mm \pm 5,69
<i>Membre controlatéral</i>				
Série	752 mm \pm 48 (¶) (656–868)	58	752 mm \pm 48 (¶) (656–868)	0,45 mm \pm 3,65
Femmes	743 mm \pm 43 (656–849)	43	743 mm \pm 43 (656–850)	0,01 mm \pm 3,43
Hommes	779 mm \pm 52 (704–868)	15	778 mm \pm 52 (696–868)	1,73 mm \pm 4,04

(¶) Les variations de longueur du membre controlatérale n'étaient pas significatives entre la situation pré- et postopératoire.

^a Les variations de longueur du membre opéré n'étaient pas significatives entre la situation pré- et postopératoire.

d'un petit volume intramédullaire à un long col fémoral.

Nous avons donc remarqué une fréquente étroitesse du canal médullaire malgré un offset fémoral de taille normale ou importante. Cette caractéristique a été appréciée par les reconstructions multiplanaires avec une bonne précision de la taille de la tige fémorale planifiée.

Variation de longueur des membres inférieurs

Trois cas n'ont pas été étudiés en raison d'une télémétrie mal faite (chevilles hors champ) ou de l'existence d'un flossum perturbant les mesures. En préopératoire, la différence entre les deux membres inférieurs était variable et la moyenne faible : $-1,03 \text{ mm} \pm 3,90$ (-6 , $+9$ mm) avec un membre inférieur à opérer plus court dans 30 cas, plus long dans 23 cas et égal dans huit cas (Tableau 3). En comparant les longueurs de membre inférieur entre la TDM préopératoire et la TDM postopératoire : le membre inférieur opéré a été en moyenne allongé de $1,66 \text{ mm} \pm 5,63$ mm (-15 , $+13$ mm). Trente-sept patients ont eu le membre inférieur opéré plus long que le controlatéral en postopératoire, 18 sont restés plus court du côté opéré et six avaient la même valeur. La différence de longueur

moyenne entre les deux membres inférieurs sur la télémétrie de la TDM postopératoire était de $1,15 \text{ mm} \pm 4,08$ (-15 , $+11$ mm). Cinq patients gardaient une différence d'au moins 10 mm, trois par allongement, deux par raccourcissement.

D'un examen tomodensitométrique à l'autre, nous avons noté une stabilité de la mesure de la longueur du membre inférieur controlatéral avec une différence moyenne entre la mesure pré- et postopératoire de $0,52 \text{ mm} \pm 3,77$ pour une moyenne de longueur de 753 mm en pré- et postopératoire (Tableau 3).

Discussion

Résultats de l'étude comparative entre radiographie et tomodensitométrie

La planification d'une PTH se fait grâce à des calques posés sur des radiographies de face et de profil pour Egli et al. [14]. L'utilisation de plans de projection avec un agrandissement théorique variant entre 15 à 20 % repose sur la supposition que les images du fémur et de l'acétabulum sont agrandies avec le même coefficient. Cette méthode ne permet pas d'estimer de façon précise la taille et la position des implants pour de Thomasson et al. [15].

Tableau 4 Valeurs anatomiques de l'offset fémoral dans la littérature.

	Noble et al. [7]	Rubin et al. [13]	Massin et al. [20]
Moyenne	43 mm \pm 6,8 (23,6–61 mm)	47 mm \pm 7,2 (33,2–62,8 mm)	41 mm \pm 6,2 (20,5–59 mm)
Nombre de fémurs	200	32	200

L'importance de la restauration de l'offset fémoral a été soulignée par plusieurs auteurs. Le maintien de l'offset permet, d'une part, d'augmenter la force des muscles abducteurs de la hanche pour Mc Grory et al. [16] et ainsi d'augmenter la stabilité d'une prothèse de hanche ; d'autre part, il est bénéfique pour l'amplitude des mobilités articulaires pour Asayama et al. [17]. La force restaurée des muscles abducteurs diminue la boiterie [16,17] et peut limiter le risque d'allongement postopératoire du membre inférieur opéré [1,2]. La détermination de l'offset fémoral est difficile à déterminer radiographiquement dans les fémurs de hanches dysplasiques dont l'extrémité proximale est souvent le siège d'anomalie de torsion [18,19].

L'offset fémoral est variable selon les patients et les auteurs, sa valeur est comprise entre 20 mm et 63 mm [12,13,20] (Tableau 4). La meilleure connaissance de cette variable a amené les fabricants à proposer des implants fémoraux adaptés à ce type de situation : prothèses dites « latéralisées », implants à angulation cervicale variable, enfin cône cervical modulaire avec longueur de col et angulation variables.

Le respect de l'offset a été mis en avant par de nombreux auteurs pour améliorer les résultats de la mise en place d'une prothèse totale de hanche mais la technique de mesure radiographique paraissait aléatoire notamment en préopératoire car il existe souvent une fixation de la hanche arthrosique en rotation externe [13,15]. La méthode radiographique classique, basée sur l'incidence de face a montré dans notre étude qu'elle sous-évaluait la valeur de cet offset fémoral. La morphologie du fémur proximal a été analysée par plusieurs auteurs. Il s'agit d'études anatomiques portant sur des os de cadavres dont les valeurs moyennes sont reportées dans le Tableau 4.

Massin et al. [20] ont observé une valeur moyenne d'offset fémoral de $41,0 \pm 6,2$ mm (20,5 à 59 mm) sur une série de 200 fémurs. Noble et al. [12] ont identifié une valeur moyenne de $43,0 \pm 6,8$ mm (23,6 à 61 mm) sur 200 fémurs.

Rubin et al. [13] ont fait des mesures radiographiques et TDM sur 32 fémurs de cadavres et ils ont comparé celles-ci à leurs mesures anatomiques. Ils ont constaté que les radiographies standard (face et profil) donnaient des valeurs approximatives pour la caractérisation de la géométrie du fémur proximal. Cette connaissance est pourtant essentielle pour l'emploi de prothèse fémorale sans ciment. Cette équipe a trouvé une différence moyenne de $2,4 \pm 1,4$ mm entre les valeurs radiographiques et les valeurs anatomiques. Ils ont jugé cette précision insuffisante pour pouvoir choisir de façon précise une taille de prothèse ou fabriquer une prothèse sur mesure. La TDM donnait une précision d'une valeur moyenne de $0,8 \pm 0,7$ mm jugée meilleure que la précision radiographique.

Pour calculer l'offset anatomique fémoral, cette équipe reprenait les critères de Noble et al. [12], elle a obtenu une valeur moyenne un peu plus importante de $47 \pm 7,2$ mm (33,2 à 62,8).

La technique de mesure originale basée sur la TDM en la couplant à l'utilisation d'images numériques et d'outils informatiques adaptés telle que nous avons utilisée s'est révélée précise. Elle a permis de mesurer la valeur de l'offset fémoral en pré- et en postopératoire de façon comparable avec des résultats très proches des études anatomiques de référence [12,13,20].

Cette méthode de reconstruction des coupes offre la possibilité de recentrer les images à partir de plans définis et permet une appréciation précise de l'offset fémoral en se plaçant dans le grand axe du col fémoral et dans l'axe de la diaphyse fémorale. Nous avons retrouvé une différence significative entre la méthode radiographique et la méthode TDM, la méthode radiographique a donné des valeurs inférieures en moyenne de 9% et de manière significative. Nous attribuons cette différence à l'orientation moins précise du col fémoral lors de la réalisation des radiographies. Cette sous-estimation de l'offset peut avoir des conséquences sur la stabilité de la hanche prothétique et l'usure des surfaces de friction.

Relations offset – longueur du membre inférieur

Lors de la mise en place d'une PTH, il faut restaurer l'équilibre des parties molles indispensable à la stabilité de la hanche. Lorsque la stabilité est jugée insuffisante par l'opérateur, celui-ci a plusieurs choix : soit augmenter la longueur du col, soit diminuer l'angle cervical du composant fémoral, soit associer les deux. Chacune de ces possibilités joue simultanément sur la longueur du membre inférieur et la tension des parties molles représentée par l'offset. Comme le soulignent Charles et al. [5] : augmenter la longueur du col allonge le membre inférieur et l'offset, mais en diminuant l'angle cervicodiaphysaire on augmente plus la valeur de l'offset que la longueur du membre. Pour restaurer l'offset sur une hanche d'usure variable, il faut pouvoir l'évaluer en préopératoire mais aussi apprécier la longueur du membre inférieur par rapport à celle du membre inférieur controlatéral. En peropératoire, on peut apprécier l'offset de la hanche opérée avant sa luxation et la coupe du col comme le suggèrent Ranawat et al. [21]. On peut aussi le vérifier après l'insertion des implants en même temps que l'on apprécie la stabilité de la hanche par différentes manœuvres comme le proposent Jasty et al. [22].

La latéralisation avec offset augmenté (à partir de 4 mm) est jugée comme la meilleure méthode par de nombreux auteurs pour retendre les parties molles en allongeant modérément le membre opéré [1,5,12,17]. Le respect de la longueur préopératoire du membre opéré ou l'absence de création d'allongement postopératoire du côté opéré est jugé comme un facteur important par Maloney et Keeney [23], le résultat n'est pas amélioré par une planification radiographique pour Konyves et Banister [24]. La longueur des deux membres inférieurs doit être caractérisée en préopératoire et testée en peropératoire [1,5,21,22,24]. Maloney et Keeney [23] rappellent la mauvaise tolérance postopératoire d'un membre inférieur allongé et soulignent l'importance de rechercher une inégalité de longueur en préopératoire : si le cas le plus fréquent est un raccourcissement du membre inférieur à opérer, le cas contraire est fréquent et doit être intégré dans la planification préopératoire. Konyves et Banister [24] estiment à 20% la fréquence d'un membre inférieur plus long dont la hanche arthrosique doit être opérée et observent 60% de patients rallongés après la mise en place d'une PTH. Ce type de planification permettant d'apprécier systématiquement la longueur des membres inférieurs facilite l'identification de ces par-

ticularités et oriente la stratégie opératoire : existe-t-il un raccourcissement du membre opéré qui pourra être corrigé ? En son absence, il faudra privilégier une angulation cervico-diaphysaire moindre en respectant l'offset.

Discussion des résultats

Nous retrouvons une grande variabilité individuelle de l'offset fémoral avec d'importantes valeurs extrêmes : l'offset peut varier du simple au double dans notre série, alors que l'ampleur est encore supérieure dans les séries anatomiques (de 20 à plus de 60 mm) (Tableau 4). Nous avons constaté une grande similitude entre les valeurs de l'offset fémoral et celle du côté controlatéral. En cas de destruction de la tête fémorale, la valeur de l'offset du côté controlatéral peut être utilisée si ce côté paraît intact.

Près d'un patient sur cinq, opéré dans notre série, a un offset fémoral plus important d'au moins 6 mm à la moyenne, soit de deux déviations standards. Notre système de planification a permis d'y faire face et de respecter cette fréquente situation (17 % de notre effectif).

De plus, dans cette série, les cols fémoraux ayant un offset important ont rarement été couplés à des grands fémurs ou de larges canaux médullaires. Notre analyse sur base TDM fait apparaître de fréquents fémurs ayant un offset important avec un petit canal médullaire. Cette situation peut facilement être sous-estimée sur une simple planification radiographique. Or il est nécessaire pour ces fémurs ayant une petite cavité médullaire de pouvoir disposer de tiges permettant la restauration de cet offset soit par une latéralisation suffisante, soit par une modularité adaptée comme pour les pivots à modularité métaphyso-épiphysaire.

Le large spectre des valeurs de l'offset fémoral confirme l'intérêt d'avoir des tiges fémorales à offset variable notamment dans les petites tailles et les tailles moyennes des prothèses fémorales. Nous confirmons les constatations de Krishnan et al. [25] qui observaient cette absence de corrélation entre la dimension du canal médullaire fémoral et l'offset.

La planification tridimensionnelle, que nous avons développée [4], a facilité l'emploi de prothèses fémorales à col modulaire en guidant le choix de la combinaison qui paraissait la plus satisfaisante.

Mettre en place une prothèse totale de hanche en utilisant la planification TDM permet de respecter l'offset voire de l'augmenter légèrement comme l'a montré notre série.

Le second risque des fémurs à offset important non reconnu est l'allongement du membre opéré parfois nécessaire pour retendre les parties molles et redonner une stabilité suffisante. Nous retrouvons les constatations de Maloney et Keeney [23] et de Konyves et Bannister [24] sur les inégalités de longueur des membres inférieurs en préopératoire qu'il faut intégrer à la planification préopératoire.

Si un allongement est possible chez les patients présentant un membre inférieur opéré plus court en préopératoire, ce cas n'est pas constant comme l'a montré l'étude des longueurs des membres inférieurs dans notre échantillon et l'évaluation clinique n'est pas toujours facile. Il faut pouvoir apprécier en préopératoire la longueur du membre inférieur opéré, notre choix de la télémétrie de face nous a donné une mesure peu variable entre les deux côtés

et entre les deux TDM comme l'a montré la faible variation de la mesure du côté controlatéral non opéré entre les deux examens. La télémétrie de profil réalisée simultanément a permis d'éliminer les cas de flexion de genou qui faussent les mesures. La connaissance de la longueur préopératoire des membres inférieurs permet de limiter les risques d'allongement postopératoire en permettant de choisir une stratégie adaptée à la situation du patient :

- si le membre opéré est plus long ou égal en préopératoire, il ne faut pas le rallonger et privilégier la restauration de l'offset ;
- si le membre inférieur opéré est plus court, il faut rétablir la longueur et l'offset.

En l'absence de raccourcissement préopératoire du membre inférieur opéré, il faudra privilégier le rétablissement de l'offset pour avoir une bonne stabilité et une angulation de col moins importante (col « varus » de notre série). Dans notre série, nous avons constaté une augmentation moyenne modérée de la valeur de l'offset fémoral après la mise en place d'une prothèse totale de hanche, même dans le groupe de patients à offset long. Cette augmentation modérée s'est associée à un allongement moyen du membre inférieur de valeur faible probablement par une gestion associée de l'offset grâce au type de planification utilisée.

Conclusion

Nous proposons une technique nouvelle de calcul de l'offset fémoral qui nous a paru fiable et réaliste par rapport aux données anatomiques de la littérature. Cette technique de calcul de l'offset fémoral peut être faite à partir des coupes TDM sur un micro-ordinateur. Elle permet une comparaison pré- et postopératoire si cela s'avère nécessaire. Elle permet de repérer les hanches ayant des offsets importants. La connaissance de la valeur de l'offset couplée à une planification facilite le choix de la combinaison d'implants la plus adaptée pour garder une valeur d'offset fémoral suffisante et assurer une bonne stabilité de la hanche. La possibilité d'apprécier la longueur des deux membres inférieurs est un atout supplémentaire de ce type de planification qui permet de prévoir plus finement sa stratégie opératoire. Cette technique est adaptée à l'utilisation de prothèses à col modulaire offrant un vaste éventail de choix de longueur et d'orientation de col. Cette série a montré leur intérêt notamment celui d'un col modulaire variant long qui permet de respecter un offset de grande taille. Nous avons été surpris par l'association fréquente de long col cervical et de diamètre intramédullaire de petite taille qui montre cette absence de corrélation fréquente entre l'offset et la morphologie métaphyso-diaphysaire.

Conflit d'intérêt

G. Pasquier, G. Ducharme, E. Sari Ali, F. Giraud, A. Mouttet : pas de conflit d'intérêt ; E. Durante : ingénieur informatique chez Symbios (Yverdon).

Références

- [1] Bourne R, Rorabeck C. Soft tissue balancing, the hip. *J Arthroplasty* 2002;17(4 Suppl 1):17–22.
- [2] 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;21:599–605.
- [3] Olivecrona H, Weidenhielm L, Olivecrona L, et al. A new CT method for measuring cup orientation after total hip arthroplasty, a study of 10 patients. *Acta Orthop Scand* 2004;75:252–60.
- [4] Sari Ali E, Mouttet A, Pasquier G, Durante E. Three-dimensional hip anatomy in osteoarthritis, analysis of the femoral offset. *J Arthroplasty* 2009;24:990–7.
- [5] Charles M, Bourne R, Davey R, Greenwald S, Morrey B, Rorabeck C. Soft tissue balancing of the hip, the role of femoral offset restoration. *J Bone Joint Surg (Am)* 2004;86:1078–88.
- [6] Nishii T, Sugano N, Miki H, Koyama T, Takao M, Yoshikawa H. Influence of component positions on dislocation. Computed tomographic evaluations in a consecutive series of total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2004;19:162–6.
- [7] Noble PC, Sugano N, Johnston J, Thompson M, Conditt M, Engh C, et al. Computer simulation: how can it help the surgeon to optimize implant position. *Clin Orthop* 2003;417:242–52.
- [8] Seel MJ, Hafez MA, Eckman K, Jramaz B, Davidson D, Di Gioia AM. Three-dimensional planning and virtual radiographs in revision total hip arthroplasty for instability. *Clin Orthop* 2006;442:35–8.
- [9] Flecher X, Argenson JN, Paratte S, Ryembault E, Aubaniac JM. Tiges fémorales sur mesure non cimentées pour séquelle de dysplasie et luxation congénitale de hanche. *Rev Chir Orthop* 2006;92:332–42.
- [10] Argenson JN, Ryembault E, Flecher X, Paratte S, Aubaniac JM. Three-dimensional anatomy of the hip in osteoarthritis after developmental dysplasia. *J Bone Joint Surg (Br)* 2005;87:1192–6.
- [11] Murray DW. The definition and measurement of acetabular orientation. *J Bone Joint Surg (Br)* 1993;75:228–32.
- [12] Noble PC, Alexander JW, Lindhal LJ, Yew DT, Granberry WM, Tullos HS. The anatomic basis of the femoral component design. *Clin Orthop* 1988;235:148–62.
- [13] Rubin PJ, Leyvraz PF, Aubaniac JM, Argenson JN, Esteve P, Deroguin B. The morphology of the proximal femur a three-dimensional radiographic analysis. *J Bone Joint Surg (Br)* 1992;74:28–32.
- [14] Eggl S, Pisan M, Muller ME. The value of preoperative planning for total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Br)* 1998;80:382–90.
- [15] 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.
- [16] Mc Grory B, Morrey B, Cahalan T, An K, Cabanela M. Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Br)* 1995;77:865–9.
- [17] Asayama I, Chamnongkich S, Simpson K, Kinsey T, Mahoney O. Reconstructed hip joint position and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2005;20:414–20.
- [18] Noble PC, Kamaric E, Sugano N, Matsubara M, Harada Y, Ohzono K, et al. Three-dimensional shape of the dysplastic femur: implications for THR. *Clin Orthop* 2003;417:27–34.
- [19] Argenson JN, Flecher X, Paratte S, Aubaniac JM. Anatomy of the dysplastic hip and consequences for total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 2007;465:40–5.
- [20] Massin P, Geais L, Astoin E, Simondi M, Lavaste F. The anatomic basis for the concept of lateralized femoral stem. A frontal plane radiographic study of the proximal femur. *J Arthroplasty* 2000;15:93–101.
- [21] Ranawat CS, Rao RR, Rodriguez JA, Bhende HS. Correction of limb-length inequality during total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2001;16:715–20.
- [22] Jasty M, Webster W, Harris W. Management of limb length inequality during total hip replacement. *Clin Orthop* 1996;333:165–71.
- [23] Maloney WJ, Keeney JA. Leg length discrepancy after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2006;21:108–10.
- [24] Konyves A, Bannister GC. The importance of leg length discrepancy after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Br)* 2005;87:155–7.
- [25] Krishnan S, Carrington R, Mohiyaddin S, Garlick N. Common misconceptions of the normal hip joint, relations on pelvic radiographs. *J Arthroplasty* 2006;21:409–12.