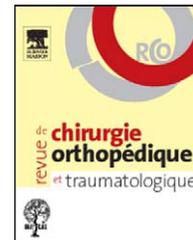




Disponible en ligne sur
 ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France

www.em-consulte.com



MÉMOIRE ORIGINAL

Évolution radiologique du col fémoral après resurfaçage de hanche[☆]

Radiographic changes of the femoral neck after total hip resurfacing

J.-M. Laffosse^{a,*}, K. Aubin^b, M. Lavigne^b, A. Roy^b, P.-A. Vendittoli^b

^a Service de chirurgie orthopédique et traumatologique, institut Locomoteur, centre hospitalier universitaire de Rangueil, 1, avenue Jean-Poulhès TSA 50032, 31059 Toulouse cedex 9, France

^b Département de chirurgie, hôpital Maisonneuve-Rosemont, université de Montréal, 5415, boulevard de L'Assomption, Montréal, Québec H1T 2M4, Canada

Acceptation définitive le : 14 février 2011

MOTS CLÉS

Resurfaçage ;
Hanche ;
Rétrécissement ;
Complication ;
Révision

Résumé

Introduction. – Après resurfaçage de hanche (RH), des rétrécissements significatifs du col ont été rapportés. Plusieurs facteurs ont été avancés afin d'en expliquer la physiopathologie. Le but de cette étude était d'évaluer les changements radiologiques du col après RH au recul minimum de cinq ans et de tenter d'en préciser les causes.

Patients et méthode. – Nous avons mené une étude prospective qui a inclus 57 RH chez 53 patients (30 hommes, 23 femmes) d'âge moyen 49,2 ans (32–65) lors de l'intervention. Ils ont été suivis cliniquement (douleur inguinale à la marche, score WOMAC, score UCLA) à deux ans et radiographiquement à un an, deux ans et cinq ans postopératoires. La précision de notre méthode de mesure informatisée a été de 1 mm. La mesure du ratio implant-col fémoral a permis d'évaluer le rétrécissement du col à la jonction col-implant fémoral (N/H) ainsi qu'à mi-distance entre l'implant et la ligne inter-trochantérienne (N_{1/2}/H) sur la radiographie de face. Un rétrécissement du col supérieur à 10% a été considéré comme significatif. Tout autre changement morphologique radiologique du col fémoral a été recherché. Les ions métalliques dans le sang total ont été dosés. Une analyse uni et multivariée a été réalisée pour déterminer la relation avec les changements radiologiques.

Résultats. – Un tiers des patients présentaient un rétrécissement de plus de 1 mm à deux ans et à cinq ans postopératoires. Cela correspond à une diminution du ratio (N/H) de 5,9% en moyenne (extrêmes : 2,3–9,4) à deux ans et de 8,3% (extrêmes : 2,5–23,8) à cinq ans. À cinq ans postopératoires, trois patients présentaient un rétrécissement global du col de plus de 10%

DOI de l'article original : [10.1016/j.otsr.2011.01.011](https://doi.org/10.1016/j.otsr.2011.01.011).

[☆] 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 : laffosse.jm@chu-toulouse.fr (J.-M. Laffosse).

(avec une majoration du rétrécissement entre 10 et 17% entre la deuxième et la cinquième année) dont un compliqué d'une fracture de la tige fémorale traitée par révision chirurgicale au cours de laquelle une nécrose du col a été confirmée. Le rétrécissement du col était, dans ces cas, circonférentiel à la jonction col-implant. Nous n'avons pas retrouvé d'influence négative sur les scores cliniques ni de relation entre le rétrécissement du col et différents facteurs tels que l'indice de masse corporelle ou l'activité des patients. Par ailleurs, un rétrécissement de plus 10% était présent, dans deux cas dès deux ans après l'implantation par apparition d'une encoche localisée, non présente en postopératoire, secondaire à un conflit fémoro-acétabulaire.

Discussion—conclusion. — Autrefois fréquent et massif après RH utilisant du polyéthylène comme surface de frottement acétabulaire du fait de l'ostéolyse secondaire aux débris, le rétrécissement du col fémoral est moins fréquent mais reste possible après RH avec un frottement métal-métal. Il est précoce, modéré et se stabilise après deux ans. Une origine mécanique par la modification des charges supportées par le col est proposée. D'autres origines peuvent être en cause. Un rétrécissement global évolutif au-delà de la deuxième année doit faire suspecter une nécrose avec risque de descellement, de fracture ou de rupture d'implant. Une surveillance radiographique apparaît donc nécessaire. L'encoche par conflit fémoro-acétabulaire constitue un diagnostic différentiel dont le traitement conservateur est favorisé en l'absence de symptômes associés.

Niveau de preuve. — IV revue rétrospective.

© 2011 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Introduction

Les resurfaçages de hanche (RH) de première génération associaient un implant fémoral métallique articulé avec une cupule acétabulaire en polyéthylène. Les résultats étaient médiocres avec des taux de survie de seulement de 34% à dix ans [1]. Les échecs étaient souvent associés à un rétrécissement du col fémoral et descellement de l'implant par ostéolyse secondaire à l'importante usure volumétrique du polyéthylène s'articulant avec une tête de grand diamètre [1,2]. Les avancées des connaissances tribologiques concernant les couples de frottement métal-métal (MoM) et les progrès industriels concernant l'usinages de ces implants ont été appliqués au principe du RH qui a alors connu un renouveau dans les années 1990 [3]. Les séries concernant cette dernière génération d'implants présentent des taux de survie encourageants (90 à 99% à 3–8 ans) [4–7]. Les reprises précoces sont surtout associées à des fractures du col du fémur et aux descellements fémoraux [3,8]. Les descellements fémoraux comptent pour plus de 30% des révisions et sont le plus souvent dus à une ostéonécrose avasculaire de la tête fémorale [8]. Cette nécrose pourrait être secondaire à l'approche chirurgicale, la technique de cimentation ou idiopathique [3,7,9]. Le descellement mécanique a aussi été relié à un positionnement trop en varus de l'implant fémoral, qui favoriserait les forces de cisaillement à l'interface os-implant [10,11].

L'apparition d'un rétrécissement du col après RH métal-métal a été décrite [6,11–15]. Des hypothèses physiopathologiques (mécaniques, vasculaires, biologiques...) ont été avancées pour expliquer ce phénomène [12,13] mais en dehors des études biomécaniques qui ont analysé les contraintes au niveau du col du fémur après RH [16–18], peu de données cliniques, radiologiques ou biologiques ont pu confirmer ou infirmer ces hypothèses [11,12].

Nous avons donc réalisé une étude afin d'évaluer les changements radiologiques incluant le rétrécissement du col

fémoral à la suite d'un RH métal-métal afin d'en analyser les causes possibles.

Patients et méthode

Patients

Nous avons suivi prospectivement 57 RH implantés consécutivement chez 53 patients (entre avril 2003 et septembre 2004) avec un suivi minimum de cinq ans. Les caractéristiques démographiques (âge, sexe, indice de masse corporelle) sont résumées dans le [Tableau 1](#). Le diagnostic initial était une coxarthrose dans 45 cas (33/45 sujets présentaient une coxarthrose secondaire à un conflit fémoro-acétabulaire principalement de type came, 4/45 de type pincer (coxa profunda) et aucune cause spécifique (coxarthrose primaire) ne pouvait être identifiée pour 8/45), une maladie de l'enfance (Legg-Perthes-Calvé ou dysplasie de hanche) dans six cas, une arthrose post-traumatique dans quatre cas, une ostéonécrose dans un cas et une spondylarthrite ankylosante dans un cas. Cette étude a été approuvée par le comité d'éthique et scientifique de notre institution et les sujets ont lu et signé un formulaire de consentement expliquant leur participation à l'étude.

Implants et chirurgie

Les trois chirurgiens (LM, RA, VPA) qui ont réalisé ces arthroplasties ont utilisé une voie postérieure classique pour l'implantation de la prothèse Durom™ (Zimmer, Warsaw, IN, États-unis) avec couple de frottement métal-métal en Metasul™ (Zimmer, Warsaw, IN, États-Unis). Après préparation de la cavité acétabulaire, la cupule acétabulaire, sans ciment, a été insérée avec une technique press-fit assurant sa stabilité primaire. Lors de la préparation de la tête fémorale, la synoviale fut préservée au col et les

Tableau 1 Données cliniques et radiographiques. Les données sont rapportées selon la moyenne \pm déviation standard (minimum – maximum).

	Ensemble du collectif	Homme	Femme
Nombre de cas / patients	57 / 53	34 / 30	23 / 23
Âge (années)	49,2 \pm 7,9 (32–65)	50,3 \pm 7,8 (35–65)	47,6 \pm 7,9 (32–61)
Indice de masse corporelle (kg/m ²)	26,6 \pm 5,4 (17,6–43,7)	28,5 \pm 4,9 (21,2–43,7)	24,0 \pm 5,1 (17,6–38,5)
Diamètre de la cupule acétabulaire (mm)	54,3 \pm 4,4 (44–64)	57,0 \pm 2,8 (52–64)	50,6 \pm 3,4 (44–56)
Angle d'inclinaison de la cupule acétabulaire (degrés)			
Moyenne du collectif	47,7 \pm 7,2 (30–59)	46,7 \pm 7,6 (30–56)	49,1 \pm 6,5 (35–59)
Hyperincliné (>55°)	13	8	5
Normoincliné (35°–55°)	41	22	19
Hypoincliné (<35°)	3	3	0
Angle d'inclinaison de l'implant fémoral (degrés)	141,8 \pm 7,4 (120–156)	140,9 \pm 7,2 (120–156)	143,0 \pm 7,6 (130–156)
Variation de l'angle d'inclinaison de l'implant fémoral (degrés) ^a			
Moyenne du collectif	7,3 \pm 4,8 (–4 – 16)	8,4 \pm 5,0 (–4 – 16)	5,8 \pm 4,2 (–4 – 13)
Hypercorrigé (>10°)	15	12	3
Normocorrigé (5°–10°)	24	13	11
Hypocorrigé (<5°)	18	8	10
Valgus / Varus ^b	39 / 18	25 / 8	14 / 10

^a La variation fémorale d'inclinaison est la différence entre l'inclinaison de l'implant fémoral et l'inclinaison du col fémoral natif.

^b Un implant fémoral positionné plus de 5° en valgus par rapport au col natif est considéré comme valgus ; il est considéré comme varisé dans le cas contraire.

ostéophytes furent enlevés sans enfreindre la corticale. Le positionnement fémoral visé était une valgisation de 5–10 degrés par rapport à la valeur native (avec un minimum de 135 degrés d'angle cervico-diaphysaire). Avant la cimentation, l'os fémoral était irrigué abondamment, sans pression. L'implant fémoral a été cimenté (ciment Simplex™ TOBRA, Howmedica Int. S. de R.L., Limerick, Ireland) quatre minutes après le début de la préparation du ciment. La tige fémorale présentait un diamètre inférieur au trou de forage, elle était lisse et n'a pas été cimentée. Le rôle de la tige était uniquement le centrage lors de l'implantation afin d'obtenir un manchon de ciment d'épaisseur uniforme. Tous les patients ont bénéficié du même protocole de rééducation postopératoire avec lever le lendemain de l'intervention, appui autorisé en fonction de la tolérance à la douleur, mobilisation libre et sans restriction de la hanche et retour à domicile après obtention d'une marche autonome avec ou sans cannes. Après trois mois, toutes les activités étaient autorisées, y compris les activités sportives avec impact.

Évaluation clinique et radiologique

L'évaluation clinique postopératoire a été réalisée par un observateur non opérateur (JML). La présence de douleur en position debout et à la marche en terrain plat a été quantifiée grâce à une échelle de Likert allant de 0 à 4 (0 = aucune douleur, 1 = douleur légère, 2 = douleur modérée, 3 = douleur sévère et 4 = douleur extrême et marche impossible) [19] associée au score de WOMAC [20] et à l'activité évaluée grâce à UCLA activity score [21]. La flexion de la hanche a été mesurée à l'aide d'un goniomètre. Des radiographies standard en vue de face et de profil de manière standardisée en préopératoire et en postopératoire à un

an, deux ans et cinq ans ont été effectuées. L'ensemble de l'analyse radiographique a été réalisé par deux observateurs non opérateurs (JML et KA), à l'aide du logiciel TraumaCad 2.0 (Orthocrat software, Petach-Tikva, Israel). L'inclinaison de la cupule acétabulaire a été mesurée selon la technique de Sutherland [22]. L'inclinaison de l'implant fémoral a été mesurée par rapport à l'axe de la diaphyse fémorale [23] et a été comparée à l'inclinaison du col du fémur natif afin de calculer la variation de l'inclinaison entre la période préopératoire et postopératoire. Nous avons considéré comme hypercorrigés les implants fémoraux à plus de dix degrés de valgus, normocorrigés entre cinq et dix degrés de valgus et hypocorrigés en-dessous de cinq degrés de valgus. Pour les mesures de distances, les radiographies ont été calibrées grâce au diamètre connu de la pièce fémorale (H). La largeur du col fémoral a été mesurée à la jonction entre le col et l'implant (N) et à mi-distance entre la jonction col-implant et la ligne inter-trochantérienne (N_{1/2}) (Fig. 1). Les valeurs et les variations des ratios col-implant à la jonction entre le col et l'implant (N/H) et à mi-distance entre l'implant et la ligne inter-trochantérienne (N_{1/2}/H) ont été calculées lors des différents contrôles radiographiques en postopératoire, à un an, deux ans et cinq ans. Nous avons par ailleurs recherché des liserés significatifs (de plus de 1 mm de large et évolutifs sur les clichés successifs postopératoires entre deux et cinq ans) autour de la pièce acétabulaire en précisant leur localisation sur les clichés de face (zones I, II et III) [24] et de profil (zones IV, V et VI) [25] ainsi qu'autour de la tige fémorale sur les clichés de face (zones 1, 2 et 3) [11] et sur les clichés de profil (zones 4, 5 et 6) [25]. Par ailleurs, nous avons recherché une lyse autour de la cupule fémorale en précisant sa localisation sur les clichés de face (A = supérieure et B = inférieure) et sur le cliché de

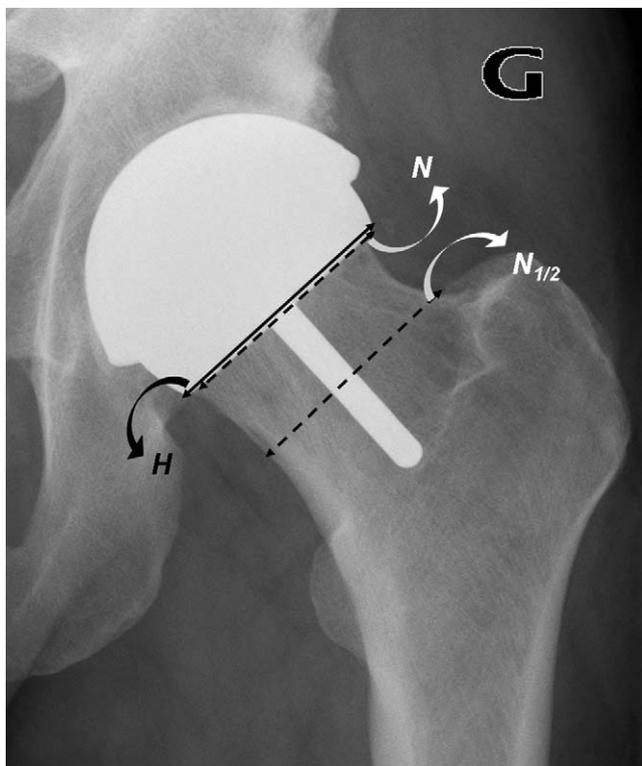


Figure 1 Radiographie de face d'une hanche porteuse d'un resurfaçage de hanche montrant les lignes repères pour le calcul des ratios (N/H) et ($N_{1/2}/H$).

profil (C = antérieure et D = postérieure). Enfin, les images de ligne réactive et de piédestal ont été recherchées sur les clichés de face et classifiées selon Pollard et al. [26]. Seules les radiographies ayant une qualité suffisante ont été considérées pour les mesures radiographiques. Ces critères de qualité étaient : un sacrum centré sur la symphyse pubienne, une distance entre la symphyse et le sacrum de 2 à 3 cm et comparable d'un cliché à l'autre, une symétrie des cadres obturateurs, un fémur en rotation neutre et comparable d'un cliché à l'autre. Tous les patients possédaient des radiographies postopératoires immédiates de qualité satisfaisante, 47 patients à un an, 53 patients à deux ans et 56 patients à cinq ans.

Mesures des concentrations ioniques dans le sang total

La mesure des concentrations des ions métalliques (chrome, cobalt et titane) dans le sang total a été réalisée grâce à un spectromètre de masse à haute résolution HRICP-MS (*Inductively Coupled Plasma Mass Spectrometry*, Thermo Fisher Scientific GmbH, Bremen, Germany) [27] en préopératoire, à un an et à deux ans. Seize patients porteurs d'un implant controlatéral (RH, prothèse totale de hanche ou de genou) ou de matériel d'ostéosynthèse ont été exclus de cette analyse. La méthode de prélèvement et les détails des analyses peuvent être trouvés dans une de nos publications antérieures [27]. Le nombre de patients ayant pu être retenus est rapporté dans le **Tableau 2** ($n=24$ à un an de recul et $n=26$ à deux ans de recul).

Analyse statistique

L'ensemble de l'analyse statistique a été réalisé grâce au logiciel Statview™ (SAS Institute Inc, Cary, NC, États-Unis). Nous avons réalisé une analyse de la précision de la mesure du rétrécissement cervical à l'aide du logiciel TraumaCad 2.0 (Orthocrat software, Petach-Tikva, Israel). Pour une cupule de diamètre connu, les valeurs obtenues lors de deux campagnes successives à un mois d'intervalle de 50 mesures l'ont été avec une déviation standard de 0,3 mm. Ainsi, 97,5 % des valeurs étaient comprises entre $-0,9$ mm ($-3DS$) et $+0,9$ mm ($+3DS$). Nous n'avons donc considéré que les rétrécissements qui étaient supérieurs à 1 mm pour effectuer nos calculs. Par ailleurs, une analyse de reproductibilité intra-observateur (JML) et inter-observateur (JML et KA) a été menée afin de valider la méthode de mesure et de calcul de rétrécissement du col fémoral à la jonction entre le col et l'implant (N/H) et à mi-distance entre l'implant et la ligne inter-trochantérienne ($N_{1/2}/H$). Pour l'analyse intra-observateur, on retrouvait un coefficient $k=0,97$ [IC 95 % : 0,95–0,99] pour la mesure du ratio (N/H) et un coefficient $k=0,92$ [IC 95 % : 0,87–0,95] pour le ratio ($N_{1/2}/H$) et pour l'analyse inter-observateur, un coefficient $k=0,94$ [IC 95 % : 0,92–0,96] pour la mesure du ratio (N/H) et un coefficient $k=0,91$ [IC 95 % : 0,87–0,93] pour le ratio ($N_{1/2}/H$). Pour l'analyse des comparaisons, la normalité des distributions des valeurs a été vérifiée. En cas de distribution normale un test de Student a été utilisé ; des tests non paramétriques ont été utilisés dans le cas contraire. Une analyse multivariée (MANOVA) a permis d'analyser les corrélations potentielles entre les ratios (N/H) et ($N_{1/2}/H$) et les différents facteurs : âge, sexe, indice de masse corporelle, orientation de la implant fémorale et inclinaison de la cupule acétabulaire, activité. Un p inférieur 0,05 a été retenu comme seuil de significativité.

Résultats

Nous n'avons pas rencontré de complication périopératoire dans cette série et notamment aucune encoche du col fémoral n'a été notée pendant l'intervention. L'ensemble des données radiographiques concernant le positionnement des implants acétabulaire et fémoral est rapporté dans le **Tableau 1**. L'ensemble des résultats concernant le nombre de cas où un rétrécissement de plus de 1 mm ainsi que les valeurs absolues en millimètres et relatives en pourcent (ratios col-implant à la jonction du col et de l'implant fémoral (N/H) et à mi-distance entre l'implant fémoral et la ligne inter-trochantérienne ($N_{1/2}/H$)) est résumé dans le **Tableau 3**.

Ratio (N/H)

À un an, 13 patients (sur 47 soit 27,5 %) présentaient un rétrécissement de plus de 1 mm (limite de précision de notre méthode de mesure). Ils étaient 19 (sur 53 soit 36 %) à deux ans et 21 (sur 56 soit 37,5 %) à cinq ans. Par rapport aux valeurs postopératoires, la diminution du ratio (N/H) était en moyenne de 5,9 % (extrêmes : 2,3–9,4) à deux ans. Par ailleurs, un rétrécissement de plus 10 % était noté deux fois

Tableau 2 Données biologiques : concentrations en ions métalliques exprimé dans le sang total en µg/L. Les données sont rapportées selon la moyenne ± déviation standard (minimum – maximum)^a.

		Ensemble de la population	Rétrécissement de plus de 1mm	Pas de rétrécissement
1 an	Nombre d'échantillons disponibles	24	6	18
	Chrome	1,50 ± 0,90 (0,4–4,5)	1,73 ± 0,5 (1–2,4)	1,2 ± 0,7 (0,4–3)
	Cobalt	0,57 ± 0,23 (0,25–1,21)	0,51 ± 0,21 (0,25–0,8)	0,57 ± 0,22 (0,27–1,2)
	Titane	3,03 ± 1,59 (1,0–6,5)	2,67 ± 1,03 (1,6–4,4)	2,78 ± 1,47 (1,0–5,7)
2 ans	Nombre d'échantillons disponibles	26	7	19
	Chrome	1,49 ± 0,67 (0,6–3,0)	1,23 ± 0,62 (0,7–2,1)	1,6 ± 0,68 (0,6–3)
	Cobalt	0,55 ± 0,22 (0,2–1,05)	0,47 ± 0,3 (0,2–1,05)	0,57 ± 0,2 (0,31–1,02)
	Titane	1,96 ± 0,76 (0,61–3,6)	1,93 ± 0,67 (1,3–3,1)	1,92 ± 8,85 (0,61–3,6)

^a Pour le calcul des corrélations entre les taux ioniques et la diminution des ratios, seuls les cas où le rétrécissement mesuré était au-delà de la précision de notre méthode de mesure (1mm) ont été retenus.

à deux ans de recul (10,4% et 14%) par apparition d'une encoche, non présente en postopératoire et secondaire à un conflit (Fig. 2). Ces deux cas n'ont pas été retenus dans nos calculs. Pour les patients présentant un rétrécissement à deux ans, il n'existait pas majoration significative de rétrécissement entre deux et cinq ans (2,21 mm ± 0,69

[extrêmes : 1–3,7] versus 2,77 ± 2,1 [1–6,6–8], $p=0,23$). À cinq ans de recul, la diminution du ratio (N/H) était en moyenne de 8,3% (extrêmes : 2,5–23,8). On notait à cinq ans, trois autres cas ayant un rétrécissement global du col de plus de 10% (ce qui correspondait pour ces trois patients à un rétrécissement entre 10 et 17% entre la deuxième et

Tableau 3 Rétrécissement du col du fémur aux différentes localisations (jonction col implant : (N/H) et mi-distance : (N_{1/2}/H) en fonction des différentes durées postopératoires. Les données sont rapportées selon la moyenne ± déviation standard (minimum – maximum).

		Postopératoire immédiat–1 an	Postopératoire immédiat–2 ans	Postopératoire immédiat–5 ans	2 ans–5 ans
Jonction col implant : (N/H)	Nombre de cas de plus de 1 mm	14 ^b / 47	21 ^c / 53	23 ^c / 56	14 / 53
	Rétrécissement moyen ^a (mm)	-1,8 ± 0,5 (-2,6 – -1,3)	-2,2 ± 0,7 (-3,7 – -1)	-3,0 ± 1,9 (-1,1 – -8,6)	-2,5 ± 1,4 (-1,2 – -5,6)
	Variation du ratio col-implant (%) ^a	5,0 ± 1,4 (3,1–8,0)	5,9 ± 1,9 (2,3–9,4)	8,3 ± 5,4 (2,5–23,8)	7,0 ± 4,9 (3,1–16,9)
	Rétrécissement du col > 10% (nombre de cas)	1 ^b	2 ^c	5 ^c	3
Mi-distance : (N _{1/2} /H)	Nombre de cas de plus de 1 mm	17 / 46	17 / 53	17 / 56	6 / 53
	Rétrécissement moyen ^a (mm)	-1,9 ± 0,6 (-1,2 – -3,2)	-1,9 ± 0,7 (-1,1 – -3,8)	-1,9 ± 0,7 (-1,1 – -3,5)	-1,6 ± 0,5 (-1,1 – -2,5)
	Variation du ratio col-implant (%) ^a	4,7 ± 1,3 (2,8–7,1)	4,7 ± 1,4 (2,8–8,2)	4,7 ± 1,8 (2,6–7,8)	4,1 ± 1,1 (3,1–5,7)
	Rétrécissement du col > 10% (nombre de cas)	0	0	0	0

^a Du fait de la précision de la méthode de mesure utilisée dans la présente étude, seuls les rétrécissements supérieurs à 1 mm ont été pris en compte dans les calculs. Les cas de conflits ont également été exclus de ces calculs car ils participent à un autre mécanisme physiopathologique.

^b Dont un cas de conflit survenu précocement.

^c Dont deux cas de conflits survenus précocement. Ces trois cas correspondent à un rétrécissement global circonférentiel.

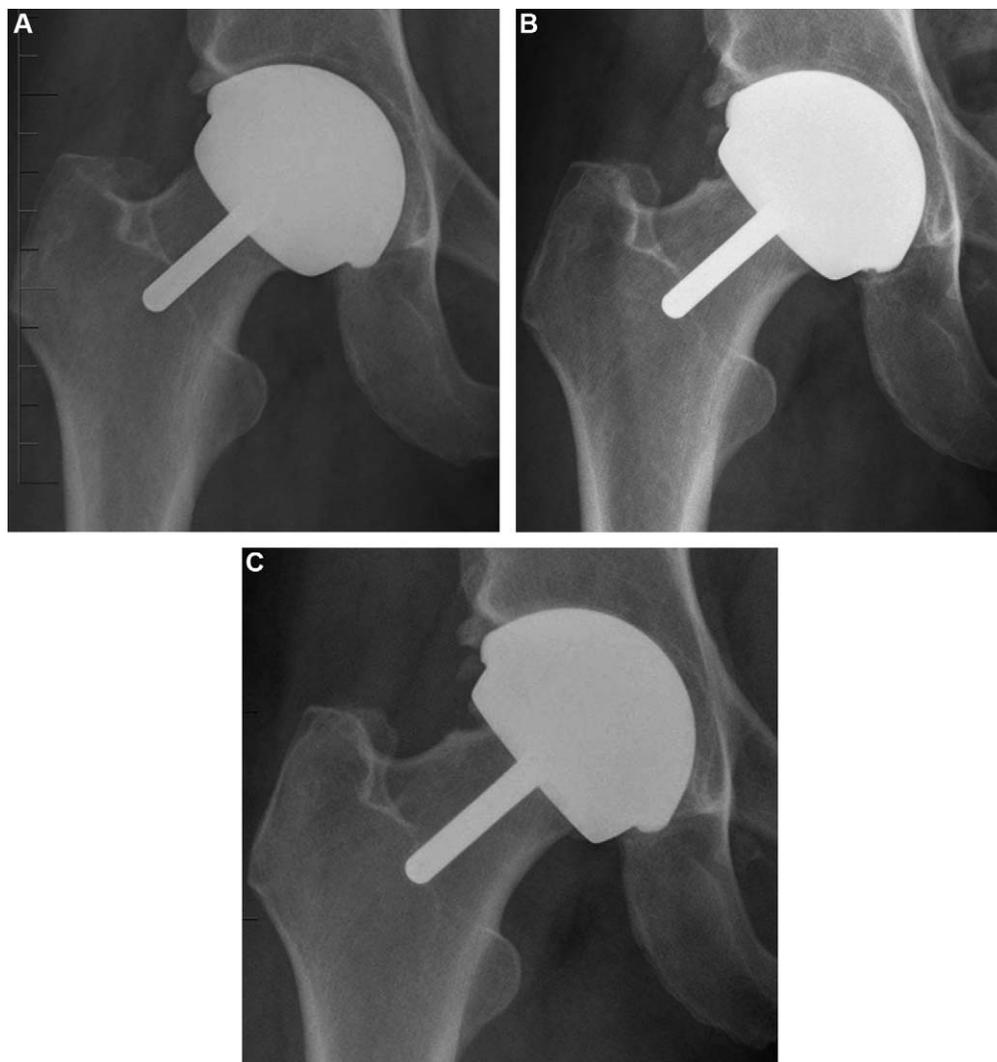


Figure 2 A. Radiographie de face postopératoire montrant le bon positionnement de l'implant fémoral sans image d'encoche per-opératoire. B. Même patient deux ans après l'intervention, montrant une encoche à la partie supérieure du col à l'origine d'un rétrécissement de 13%. C. Même patient à cinq ans montrant la même encoche, globalement stable dans le temps.

la cinquième année) dont un a présenté une fracture de la tige fémorale (Fig. 3) traitée par révision chirurgicale au cours de laquelle une nécrose de la tête a été confirmée (Fig. 3E). Parmi les patients ayant un rétrécissement supérieur à 1 mm, on ne trouvait de variation significative du ratio (N/H) entre deux et cinq ans. Nous n'avons trouvé aucune corrélation entre le positionnement de la cupule acétabulaire (inclinaison excessive $> 55^\circ$), satisfaisante entre 35° et 55° ou insuffisante $< 35^\circ$) et la variation du ratio (N/H) à un an, deux ans ou cinq ans ($p > 0,05$). Il y avait significativement moins de rétrécissement de plus de 1 mm dans le groupe où l'implant fémoral était hypercorrigé par rapport à un positionnement hypocorrigé ou normocorrigé. L'analyse multivariée n'a trouvé qu'une tendance ($p = 0,07$) en faveur d'une association entre le genre féminin et une plus grande diminution du ratio (N/H) à deux ans de recul.

Ratio ($N_{1/2}/H$)

À un an, 17 patients (sur 46 soit 37%) présentaient un rétrécissement de plus de 1 mm. Ils étaient 17 (sur 53 soit 32%) à deux ans et 17 (sur 56 soit 30%) à cinq ans. Six (sur 53 soit 11,5%) présentaient une majoration de leur rétrécissement de plus de 1 mm entre deux et cinq ans postopératoires. Par rapport aux valeurs postopératoires, la diminution du ratio ($N_{1/2}/H$) était en moyenne de 4,7% (extrêmes : 2,8–8,2) à deux ans et de 4,7 (2,6–7,8) à cinq ans. Aucun rétrécissement de plus de 10% n'a été noté ni à deux ans, ni à cinq ans de recul.

En ne considérant que les cas où le rétrécissement était supérieur à 1 mm (limite de précision de notre méthode de mesure), nous n'avons trouvé aucune corrélation entre le positionnement de l'implant fémoral (hypocorrigé, normocorrigé ou hypercorrigé) ou de la cupule

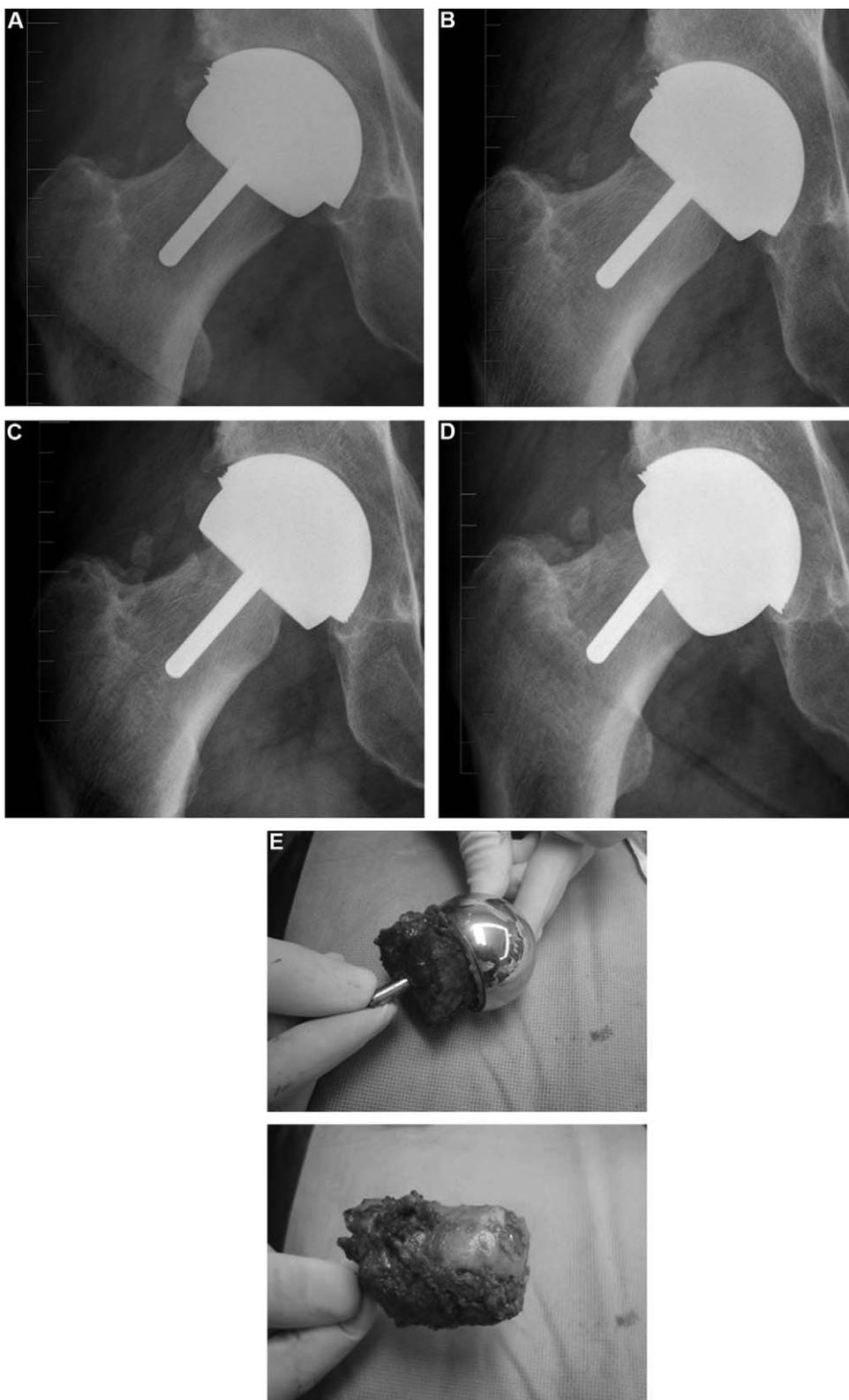


Figure 3 A. Radiographie de face postopératoire montrant le bon positionnement de l'implant fémoral, en léger valgus, sans image d'encoche per-opératoire. B. Même patient deux ans après l'intervention montrant un rétrécissement circonférentiel du col sans sclérose sous-jacente à la jonction col-implant. Le rétrécissement n'est évalué qu'à 9%. C. Même patient à cinq ans montrant une majoration du rétrécissement circonférentiel du col qui est évalué à 24%. D. Ce rétrécissement s'est compliqué d'une fracture de la tige de l'implant fémoral (divergence entre l'axe métallique et la cupule). E. Sur ce même patient, l'image opératoire lors de la révision fémorale montrait une nécrose de la tête et du col compliquée d'une fracture de fatigue à la jonction de la tige avec l'implant fémoral.

acétabulaire sur la valeur du ratio ($N_{1/2}/H$). Il n'existait pas de corrélation significative entre l'inclinaison de la cupule acétabulaire avec la variation du ratio ($N_{1/2}/H$) aux différents contrôles (un an, deux ans ou cinq ans). L'analyse multivariée n'a révélé aucun facteur indépendant pour ce ratio.

Liseré et lignes réactives

Les résultats radiographiques sont rapportés dans le [Tableau 4](#). Nous n'avons pas retrouvé de différence significative en termes de rétrécissement du col (N et $N_{1/2}$) selon qu'il existe ou pas une ligne réactive ou un piédestal. Dans un seul cas, nous avons retrouvé un liseré tout autour de la tige fémorale chez une patiente présentant un conflit avec une encoche de survenue précoce.

Résultats cliniques

À deux ans, il n'y avait pas de différence significative entre les sujets présentant un rétrécissement et ceux sans rétrécissement en ce qui concerne le pourcentage de patients présentant une douleur à la marche en terrain plat ($p=0,83$), la flexion maximale ($p=0,82$), l'index de WOMAC ($p=0,16$) ou le score UCLA ($p=0,13$) ([Tableau 5](#)). Nous n'avons pas retrouvé de corrélation entre la survenue d'un rétrécissement et l'intensité de l'activité physique.

Résultats des dosages ioniques

Nous n'avons pas montré de relation significative entre les taux d'ions métalliques dans le sang total et l'importance des rétrécissements mesurés. Nous n'avons pas pu retrouver de liaison statistique significative entre un rétrécissement du col à deux ans ou cinq ans et les taux ioniques. Les résultats des dosages sont rappelés dans le [Tableau 2](#).

Discussion

Notre étude comporte plusieurs limites. La précision de notre méthode de mesure n'est que de 1 mm. Malgré un nombre limité de cas, elle est prospective et le recul de cinq ans semble adéquat pour analyser ce phénomène. Nous avons mesuré le rétrécissement sur les radiographies de face mais pas dans le plan sagittal [6,12,13]. Les incidences de type « cross-leg » ou le cliché de Dunn pourraient en théorie permettre une mesure du col de profil ; cependant, la difficulté pour réaliser de manière fiable ces radiographies rend aléatoire cette analyse ; seul un examen par tomodensitométrie permettrait cette mesure avec suffisamment de précision [12].

Le remodelage du col fémoral après RH est un phénomène connu [6,11–15]. Notre étude a montré qu'un tiers des patients présentent un rétrécissement supérieur à 1 mm à deux et cinq ans. Ces rétrécissements demeurent faibles, parfois à la limite des possibilités de notre évaluation. À deux ans, ils correspondent à un rétrécissement de 5,9% et aucun cas supérieur à 10% n'a été observé (sauf deux cas d'encoches localisées correspondant à des conflits et répondant à un mécanisme différent). À cinq ans, le rétrécissement était de 8,3%.

Nous n'avons pas retrouvé de majoration significative entre deux et cinq ans, suggérant une stabilisation après la deuxième année [12,13]. Au terme de la cinquième année postopératoire, nous avons noté trois cas sur 57 (soit 5%) de rétrécissement global supérieur à 10% dont un s'est compliqué d'une fracture d'implant. Ce taux est supérieur chez la plupart des autres auteurs ([Tableau 6](#)) [6,12–14,28,29] où seuls Steffen et al. [28] retrouvent 0% de rétrécissement supérieur à 10% à cinq ans de recul avec un implant de type BHR cimenté au fémur. Globalement, on peut observer un rétrécissement du col (de l'ordre de 5% sur l'ensemble de sa longueur, soit environ 2 mm) jusqu'à la fin de la deuxième année qui se stabilise ensuite. Dans des conditions « physiologiques », ce remodelage est essentiellement dû à la modification des contraintes supportées par le col après RH et à l'existence d'un stress-shielding [16,17] sans que cela ne soit associé dans la présente étude à une fréquence accrue ou diminuée de lignes réactives autour de la tige fémorale. Ainsi, il a été proposé de positionner l'implant fémoral en valgus (au moins cinq à huit degrés) par rapport au col natif [10] pour diminuer les contraintes tout en privilégiant les forces en compression [17,30]. Cela semble confirmé par le plus faible nombre de rétrécissements lorsque l'implant fémoral était hypercorrigé (en valgus de plus de 10°).

Dans des conditions de fonctionnement « pathologiques », d'autres mécanismes peuvent intervenir à l'origine d'une aggravation parfois majeure du rétrécissement. Devant un rétrécissement global, circonférentiel, prédominant à la jonction col-cupule ([Fig. 3B](#) et [3C](#)) qui apparaît progressivement après le sixième mois, il faut suspecter un échec par nécrose osseuse. L'échec peut être progressif sous la forme d'un descellement avec bascule ou enfoncement de l'implant fémoral par effondrement du col à l'intérieur de l'implant fémoral [3,8], mais il peut être brutal à la suite d'une fracture du col à la jonction col-implant [8] ou plus rarement à la suite de la rupture de l'implant ([Fig. 3D](#)) [16]. Le dégagement thermique au cours du cimentage a été évoqué [15] mais Liliakis et al. [15] rapportent un taux est de 27% à 2,4 ans après implantation d'une cupule fémorale non cimentée et Mc Minn et al. [14] n'ont pas trouvé de différence entre les implants cimentés et non cimentés dans leur série. Une lésion du pédicule circonflexe a été avancée, notamment après voie d'abord postérieure, de même que la survenue d'une encoche per-opératoire [7,31]. Un relargage local massif d'ions métalliques [32,33] pourrait être aussi à l'origine de ce rétrécissement par ostéolyse secondaire à des phénomènes de type hypersensibilité retardée [33,34] mais également par des effets cytotoxiques dose-dépendants (pour ce qui est du cobalt) sur les macrophages et les ostéoblastes in vitro [35,36]. Nous n'avons pas réussi à mettre en évidence de corrélation entre les taux sanguins et l'importance des rétrécissements, d'une part par manque de puissance de notre étude, et d'autre part, car les concentrations sanguines ne représentent pas assez fidèlement les concentrations locales intra-articulaires.

Dans des circonstances particulières, des modifications peuvent apparaître, sans que cela soit un vrai rétrécissement. Il s'agit en fait de remaniements localisés avec un aspect du col chevelu ou grignoté et ostéocondensé ([Fig. 4A](#) et [4B](#)) correspondant à une zone d'accrochage. Par la suite peuvent apparaître de véritables encoches, parfois très pro-

Tableau 4 Résultats radiographiques à deux et cinq ans postopératoires.

		Présence de rétrécissement ^a	Pas de rétrécissement ^a	p
2 ans	Nombre de cas	21 ^b	32	-
	Lignes réactives et piédestal			
	1	11 dont	15 dont	0,70
	1a	7	13	0,60
	1b	2	1	0,34
	1c	2	1	0,34
	2	0	0	-
	3	0	0	-
2 ans	Présence d'une lyse autour de la cupule fémorale			
	A	3	0	0,03
	B	0	1	0,41
	C	0	0	-
	D	0	0	-
2 ans	Positionnement de la cupule fémorale ^b			
	hypocorrigée	9	6	
	normo-correctée	8	15	0,04
	hypercorrectée	2	11	
5 ans	Nombre de cas	23 ^b	33	-
	Lignes réactives et piédestal			
	1	18 dont	24 dont	0,52
	1a	10	19	0,36
	1b	5	4	0,32
	1c	3	1	0,15
	2	0	0	-
	3	1	0	0,22
5 ans	Liseré ^c acetabulum face			
	I	2	1	0,34
	II	2	1	0,34
	III	3	2	0,35
5 ans	Liseré ^c acetabulum profil			
	IV	3	2	0,35
	V	3	1	0,15
	VI	1	1	0,77
5 ans	Liseré ^c fémur face			
	1	2	1	0,34
	2	3	2	0,35
	3	2	0	0,22
5 ans	Liseré ^c fémur profil			
	4	2	0	0,22
	5	3	1	0,15
	6	2	1	0,34
5 ans	Présence d'une lyse autour de la cupule fémorale			
	A	3	0	0,03
	B	0	2	0,25
	C	0	0	-
	D	0	0	-

^a Du fait de la précision de la méthode de mesure utilisée, seuls les rétrécissements supérieurs à 1 mm au niveau de la jonction col-implant ont été pris en compte dans les calculs.

^b Dont 2 cas de conflits survenus précocement (exclus des calculs).

^c Le diagnostic de liseré n'a été retenu qu'en présence d'un liseré clair significatif (plus de 1 mm de large) et évolutif entre les clichés à deux et cinq ans.

Tableau 5 Résultats cliniques à deux et cinq ans postopératoires. Les données sont rapportées selon la moyenne \pm déviation standard (minimum – maximum).

		Présence de rétrécissement ^a	Pas de rétrécissement ^a	<i>p</i>
Au recul de 2 ans	Nombre de cas	21 ^b	32	-
	Douleur à l'aîne (nombre)	1	2	0,83
	Index de WOMAC (%)	90,0 \pm 13,1 (56,3–100)	96,9 \pm 3,7 (88,5–100)	0,16
	UCLA activity score	7,0 \pm 2,1 (4,0–10)	7,8 \pm 1,3 (4,0–10)	0,17
	UCLA score global	33,4 \pm 6,5 (18–40)	36,7 \pm 2,2 (30–40)	0,13
	Flexion de hanche (degrés)	107,1 \pm 11,0 (90–130)	103,3 \pm 18 (30–130)	0,82
Au recul de 5 ans	Nombre de cas	23 ^b	33	-
	Douleur à l'aîne (nombre)	2	4	0,85
	Index de WOMAC (%)	94,4 \pm 9,1 (65,6–100)	94,6 \pm 7,8 (65,6–100)	0,74
	UCLA activity score	7,2 \pm 2,5 (2–10)	7,8 \pm 1,5 (5–10)	0,54
	UCLA score global	35,2 \pm 3,7 (29–40)	36,3 \pm 2,3 (29–40)	0,36

^a Du fait de la précision de la méthode de mesure utilisée, seuls les rétrécissements supérieurs à 1 mm au niveau de la jonction col-implant ont été pris en compte dans les calculs.

^b Dont deux cas de conflits survenus précocement qui ont été exclus des calculs car ils participent à un autre mécanisme physiopathologique.

Tableau 6 Résultats de la littérature : pourcentage de rétrécissement du col fémoral après resurfaçage de hanche.

Étude (année)	Implant / angle d'ouverture	Nombre de cas	recul	Voie	Pourcentage de rétrécissement supérieur à 10 %
Heilpern et al. [6]	Birmingham Hip Resurfacing, (Smith and Nephew Inc, Memphis, TN, États-Unis) / 160°	110	71 mois (60–93)	Postérieure	14,5 %
Hing et al. [12]	Birmingham Hip Resurfacing, (Smith and Nephew Inc, Memphis, TN, États-Unis) / 160°	163	5 ans (4–6)	NR	27,6 %
Spencer et al. [13]	Cormet 2000 cimenté (Corin, Cirencester, United Kingdom) / 180°	40	5,3 ans (2–7)	Postérieure	15 %
Mc Minn et al. [14] ^a	Non cimenté non recouvert d'HA / 160°		3 ans	NR	Rétrécissement moyen : 1,47 mm à 3 ans
	Non cimenté + HA / 160°	70			
	Tout cimenté / 160°	6			< 1 mm : 40 %
	Hybride (fémur cimenté et acetabulum non cimenté) / 160°	43			1–2 mm : 16 %
		116			> 2 mm : 44 %
Steffen et al. [28]	Birmingham Hip Resurfacing, (Smith and Nephew Inc, Memphis, TN, États-Unis) / 160°	85	5 ans minimum	Postérieure	0 %
Gross et al. (2008) [29]	Cormet 2000 Version-I non cimenté (Corin, Cirencester, United Kingdom) / 180°	19	7,4 ans (5,3–8,3)	3 post 16 AL	10 % (2 cas sur 19 : cas bilatéral d'un seul patient)
Notre série	Durom (Zimmer, Warsaw, IN, États-Unis) / 165°	57	5 ans	postérieure	5 %

NR : non renseignée ; HA : hydroxyapatite.

^a Dans cette étude, le rétrécissement a été exprimé en valeur absolue (en mm) et non en pourcentage.

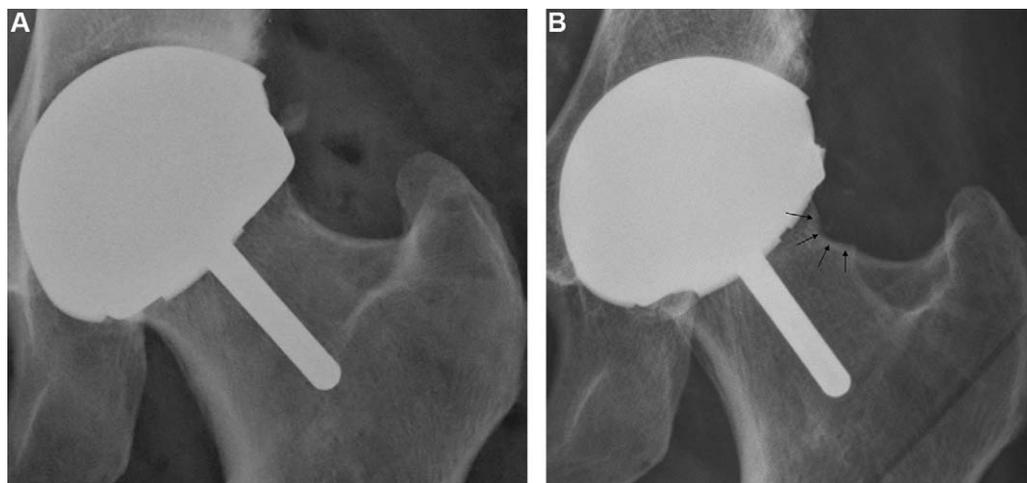


Figure 4 A. Radiographie de face postopératoire précoce (3 mois) montrant un implant fémoral bien positionné chez une patiente réalisant des exercices de yoga. La partie supérieure du col présentant un aspect légèrement remanié et chevelu. B. La même patiente à 1 an de recul, la radiographie montrait une encoche à la partie supérieure du col avec une encoche localisée et une sclérose sous-jacente témoignant du conflit.

fondes, et strictement localisées au niveau de la zone de conflit [23], le plus souvent à la partie antéro-supérieure du col à la jonction entre le col et la cupule ou légèrement en retrait de cette de jonction (correspondant en fait à un mouvement de flexion et rotation interne combiné) [37]. Elles surviennent très précocement au cours des deux premières années pour ensuite se stabiliser lorsque le patient a atteint ses mobilités articulaires fonctionnelles. Il s'agit donc d'un véritable diagnostic différentiel de rétrécissement. Ces accrochages sont favorisés par un positionnement sous-optimal de la cupule acétabulaire (rétroversion ou antéversion excessive) ou de l'implant fémoral (mauvais positionnement antéro-postérieur avec mauvaise restauration de l'offset tête-col) [37]. La cupule utilisée ici possède un angle d'ouverture de 165° ce qui offre un grand débattement articulaire mais ce facteur a un rôle mineur car les amplitudes articulaires sont surtout limitées par les parties molles ou les contact osseux plutôt que par les bords de la cupule acétabulaire [37].

Avec les limites que l'on doit reconnaître à notre étude, nous avons retrouvé un rétrécissement du col de plus de 1 mm chez un tiers des patients à la jonction col-cupule. Ce rétrécissement était stable au-delà de la deuxième année. Lorsqu'il apparaît ou lorsqu'il se majore au-delà de ce délai et surtout s'il dépasse 10 %, une surveillance rapprochée est nécessaire afin de détecter une possible nécrose osseuse, qui peut demeurer asymptomatique ou être très faiblement symptomatique, et qui peut aboutir à la fracture du col ou à la rupture de l'implant. En cas d'accrochage, l'aspect radiographique est très différent : apparition plus précoce, rapide et parfois inquiétant mais se stabilisant aux alentours de 18 à 24 mois quand le patient atteint ses amplitudes articulaires fonctionnelles. Ces derniers cas sont traités de manière conservatrice en l'absence de symptômes associés.

Déclaration d'intérêts

Dr P. A. Vendittoli est consultant pour Zimmer, Stryker et Wright Medical. Dr M Lavigne est consultant pour Zimmer et

Wright medical. Drs Laffosse, Aubim et Roy, pas de conflits d'intérêts.

Références

- [1] Yue EJ, Cabanela ME, Duffy GP, Heckman MG, O'Connor MI. Hip resurfacing arthroplasty: risk factors for failure over 25 years. *Clin Orthop Relat Res* 2009;467:992–9.
- [2] Ritter MA, Lutgring JD, Berend ME, Pierson JL. Failure mechanisms of total hip resurfacing: implications for the present. *Clin Orthop Relat Res* 2006;453:110–4.
- [3] Girard J, Lavigne M, Vendittoli PA, Migaud H. Hip resurfacing: current state of knowledge. *Rev Chir Orthop* 2008;94:715–30.
- [4] Amstutz HC, Ball ST, Le Duff MJ, Dorey FJ, Resurfacing THA. for patients younger than 50 year: results of 2- to 9-year follow-up. *Clin Orthop Relat Res* 2007;460:159–64.
- [5] Daniel J, Pynsent PB, McMinn DJ. Metal-on-metal resurfacing of the hip in patients under the age of 55 years with osteoarthritis. *J Bone Joint Surg (Br)* 2004;86:177–84.
- [6] Heilpern GN, Shah NN, Fordyce MJ. Birmingham hip resurfacing arthroplasty: a series of 110 consecutive hips with a minimum five-year clinical and radiological follow-up. *J Bone Joint Surg (Br)* 2008;90:1137–42.
- [7] McBryde CW, Revell MP, Thomas AM, Treacy RB, Pynsent PB. The influence of surgical approach on outcome in Birmingham hip resurfacing. *Clin Orthop Relat Res* 2008;466:920–6.
- [8] Morlock MM, Bishop N, Zustin J, Hahn M, Ruther W, Amling M. Modes of implant failure after hip resurfacing: morphological and wear analysis of 267 retrieval specimens. *J Bone Joint Surg (Am)* 2008;90Suppl3:89–95.
- [9] Falez F, Favetti F, Casella F, Panegrossi G. Hip resurfacing: why does it fail? Early results and critical analysis of our first 60 cases. *Int Orthop* 2008;32:209–16.
- [10] Beaulé P, Dorey F, Leduff M, Gruen T, Amstutz H. Risk factors affecting outcome of metal-on-metal surface arthroplasty of the hip. *Clin Orthop Relat Res* 2004;418:87–93.
- [11] Amstutz H, Beaulé P, Dorey F, Le Duff M, Campbell P, Gruen T. Metal-on-metal hybrid surface arthroplasty: two to six-year follow-up study. *J Bone Joint Surg (Am)* 2004;86:28–39.
- [12] Hing CB, Young DA, Dalziel RE, Bailey M, Back DL, Shimmin AJ. Narrowing of the neck in resurfacing arthroplasty of the hip: a radiological study. *J Bone Joint Surg (Br)* 2007;89:1019–24.

- [13] Spencer S, Carter R, Murray H, Meek RM. Femoral neck narrowing after metal-on-metal hip resurfacing. *J Arthroplasty* 2008;23:1105–9.
- [14] McMinn D, Treacy R, Lin K, Pynsent P. Metal on metal surface replacement of the hip. Experience of the McMinn prosthesis. *Clin Orthop Relat Res* 1996;329Suppl:S89–98.
- [15] Liliakis AK, Vowler SL, Villar RN. Hydroxyapatite-coated femoral implant in metal-on-metal resurfacing hip arthroplasty: minimum of two years follow-up. *Orthop Clin North Am* 2005;36:215–22.
- [16] Ong KL, Kurtz SM, Manley MT, Rushton N, Mohammed NA, Field RE. Biomechanics of the Birmingham hip resurfacing arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Br)* 2006;88:1110–5.
- [17] Long JP, Bartel DL. Surgical variables affect the mechanics of a hip resurfacing system. *Clin Orthop Relat Res* 2006;453:115–22.
- [18] Gupta S, New AM, Taylor M. Bone remodelling inside a cemented resurfaced femoral head. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2006;21:594–602.
- [19] Bolognese J, Schnitzer T, Ehrich E. Response relationship of VAS and Likert scales in osteoarthritis efficacy measurement. *Osteoarthritis Cartilage* 2003;11:499–507.
- [20] Bellamy N, Buchanan W, Goldsmith C, Campbell J, Stitt L. Validation study of WOMAC: a health instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. *J Rheumatol* 1988;15:1833–40.
- [21] Amstutz H, Thomas B, Jinnah R, Kim W, Grogan T, Yale C. Treatment of primary osteoarthritis of the hip. A comparison of total joint and surface replacement arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Am)* 1984;66:228–41.
- [22] Sutherland C. A ten-year follow-up of one hundred consecutive Muller curved-stem total hip replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg (Am)* 1982;64:970–82.
- [23] Back D, 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;87:324–9.
- [24] DeLee J, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res* 1976;121:20–32.
- [25] Mont MA, Seyler TM, Ulrich SD, Beaulé PE, Boyd HS, Grcela MJ, et al. Effect of changing indications and techniques on total hip resurfacing. *Clin Orthop Relat Res* 2007;465:63–70.
- [26] Pollard TC, Baker RP, Eastaugh-Waring SJ, Bannister GC. Treatment of the young active patient with osteoarthritis of the hip. five- to seven-year comparison of hybrid total hip arthroplasty and metal-on-metal resurfacing. *J Bone Joint Surg (Br)* 2006;88:592–600.
- [27] Vendittoli PA, Mottard S, Roy AG, Dupont C, Lavigne M. Chromium and cobalt ion release following the Durom high carbon content, forged metal-on-metal surface replacement of the hip. *J Bone Joint Surg (Br)* 2007;89:441–8.
- [28] Steffen RT, Pandit HP, Palan J, Beard DJ, Gundle R, McLardy-Smith P, et al. The five-year results of the Birmingham Hip Resurfacing arthroplasty: an independent series. *J Bone Joint Surg (Br)* 2008;90:436–41.
- [29] Gross TP, Liu F. Metal-on-metal hip resurfacing with an uncemented femoral component. A seven-year follow-up study. *J Bone Joint Surg (Am)* 2008;90Suppl3:32–7.
- [30] Beaulé P, Lee J, Le Duff M, Amstutz H, Ebramzadeh E. Orientation of the femoral component in surface arthroplasty of the hip. A biomechanical and clinical analysis. *J Bone Joint Surg (Am)* 2004;86:2015–21.
- [31] Beaulé PE, Campbell PA, Hoke R, Dorey F. Notching of the femoral neck during resurfacing arthroplasty of the hip: a vascular study. *J Bone Joint Surg (Br)* 2006;88:35–9.
- [32] Park Y, Moon Y, Lim S, Yang J, Ahn G, Choi Y. Early osteolysis following second-generation metal-on-metal hip replacement. *J Bone Joint Surg (Am)* 2005;87:1515–21.
- [33] Willert H, Buchhorn G, Fayyazi A, Flury R, Windler M, Köster G, et al. Metal-on-metal bearings and hypersensitivity in patients with artificial hip joints. A clinical and histomorphological study. *J Bone Joint Surg (Am)* 2005;87:28–36.
- [34] Mabillet G, Kwon YM, Pandit H, Murray DW, Sabokbar A. Metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty: a review of periprosthetic biological reactions. *Acta Orthop* 2008;79:734–47.
- [35] Allen M, Myer B, Millett P, Rushton N. The effects of particulate cobalt, chromium and cobalt-chromium alloy on human osteoblast-like cells in vitro. *J Bone Joint Surg (Br)* 1997;79:475–82.
- [36] Kwon YM, Xia Z, Glyn-Jones S, Beard D, Gill HS, Murray DW. Dose-dependent cytotoxicity of clinically relevant cobalt nanoparticles and ions on macrophages in vitro. *Biomed Mater* 2009;4:25018.
- [37] Vendittoli P, Ganapathi M, Nuño N, Plamondon D, Lavigne M. Factors affecting hip range of motion in surface replacement arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2007;22:1004–12.