

Etat actuel des connaissances sur le resurfaçage.

J. GIRARD.

Service d'Orthopédie C,
Hôpital Roger Salengro,
CHRU de Lille,
2 Avenue Oscar Lambret,
59037 LILLE Cedex.
Tel : 03 20 44 68 28
Fax : 03 20 44 66 07

1. Introduction

Grâce aux qualités tribologiques du couple métal-métal et afin de combiner l'avantage des grands diamètres de tête fémorale prothétique à une préservation osseuse fémorale, les implants de resurfaçage de deuxième génération ont bénéficié d'un nouvel essor [Daniel *et al.* (1)]. La pièce fémorale cimentée permet de conserver le stock osseux cervico-céphalique facilitant ainsi une éventuelle reprise ultérieure. Sur le versant acétabulaire, il semble aussi exister, en respectant une technique chirurgicale rigoureuse, une préservation osseuse (étant donné le dessin conservateur des implants et [Vendittoli *et al.* (2)]). De plus, le diamètre minimal de la tête prothétique (38mm) des resurfaçages réduit de façon importante le taux de luxation (0% de luxation pour Amstutz *et al.* (3) et pour Daniel *et al.* (1)). L'absence de tige fémorale rend ces implants particulièrement indiqués dans certaines situations (fémur post-traumatique remanié, déformation fémorale proximale post-ostéotomie, ostéopétrose [Girard *et al.* (4)]...) et permet d'éviter de trépaner le fût fémoral (absence de réveil septique en cas d'antécédent d'ostéomyélite, risque de thrombophlébite diminué...).

2. Historique

Le resurfaçage existe depuis plus de 80 ans. Historiquement, les premiers implants de resurfaçage étaient composés soit de matériaux d'interposition (1948, "mold arthroplasty" de Smith-Petersen (5)), soit de composants prenant appui sur la corticale latérale du fémur (1938, thrust-plate de Wiles (6)). En France, dès 1947, Robert et Jean Judet (7) implantaient via une approche antérieure une prothèse céphalique fémorale en acrylique. Dans les années 1950, Charnley (8) développait

ce concept du resurfaçage en introduisant un nouveau couple de friction. Malheureusement, ce couple Téflon-téflon s'avéra catastrophique en terme d'usure et conduisit à de nombreuses révisions chirurgicales. Par la suite, au cours des années 70 et 80, les implants de resurfaçage de première génération avaient tous en commun leur dessin : une tête métallique de gros diamètre articulée avec une cupule en polyéthylène. Les échecs, initialement attribués au dessin des implants et/ou à de mauvaises indications, se sont rapidement révélés être secondaire à une usure volumétrique importante, à l'origine d'ostéolyse et de descellement aseptique [Amstutz *et al.* (9)]. En effet, la faible épaisseur de polyéthylène (2 à 4mm) et la présence d'une tête de grand diamètre (supérieure à 32mm) multipliait le taux d'usure par 10 par rapport à une tête de 22mm [Kabo *et al.* (10)] L'abandon des resurfaçages dans les années 1970-80 trouvait donc son origine dans la faillite du couple de friction et non dans le concept même du resurfaçage. C'est durant cette période que Charnley (8, 11) introduisit le concept de "Low Friction Arthroplasty", à l'origine d'une faible usure, qui accéléra l'abandon des resurfaçages.

En 1970, en France, Gérard *et al.* (12) introduisaient un implant de resurfaçage bipolaire mais une mauvaise fixation de la cupule était à l'origine d'un taux d'échec important. Durant la même période, Thomine (13) implantait, en cas d'ostéonécrose de la tête fémorale, une cupule fémorale ajustée et notait de bons résultats. En 1967, Müller (14) implantait 53 couples métal-métal sur 18 resurfaçages et 35 tiges cimentées chez de jeunes patients. Les résultats cliniques étaient excellents et 6 implants sur les 53 initiaux étaient révisés à plus de 25 ans de recul. Cependant, il fallut attendre l'essor de la deuxième génération des couples métal-métal pour assister à la résurgence du resurfaçage [Weber (15)]. Depuis, de nombreux types d'implants de resurfaçage ont été développés avec un concept identique : une

cupule sans ciment couplée à un implant fémoral cimenté. Des différences existent soit au niveau du couple de friction métal-métal (alliage forgé, coulé, taux de carbone...), soit au niveau du type de fixation de la cupule (fixation équatoriale, ailettes, macrobillage..) ou de son revêtement (hydroxyapatite, titane vaporisé..).

3. AVANTAGES DU RESURFACAGE

3.1 Luxation

Le principal intérêt des implants de grands diamètre (resurfaçage ou prothèse de hanche (PTH)) réside dans la réduction très importante du taux de luxation. Le diamètre de tête s'échelonne de 36mm à 58mm pour les implants de resurfaçage conventionnels. La stabilité engendrée par le diamètre d'une tête fémorale prothétique proche du diamètre natif est largement supérieure aux implants « conventionnels » (28, 32 et 36mm) [Amstutz *et al.* (3)]. De plus, après cicatrisation de la capsule articulaire coxo-fémorale et en raison de l'importance du volume de la tête fémorale prothétique, le risque de luxation semble très faible [Vendittoli *et al.* (16)]. L'effet de succion du couple métal-métal de grand diamètre permet également d'obtenir une adhésivité importante à l'interface tête-cupule et de réduire le risque de micro-séparation ou de sub-luxation [Komistek *et al.* (17), Clarke *et al.* (18)]. Ainsi de nombreux auteurs ne déplorent aucune luxation dans leurs séries [Daniel *et al.* (1), Amstutz *et al.* (19), Girard *et al.* (20)].

Le resurfaçage, de par son concept, est à l'origine d'un effet « grosse tête ». Cet effet « grosse tête » permet non seulement de diminuer la survenue d'un effet came [Migaud *et al.* (21)] mais aussi de minimiser l'usure (jeu articulaire (clearance) optimale) [Liu *et al.* (22)]. De plus, cet effet pourrait être à l'origine des excellents résultats cliniques et fonctionnels observés après resurfaçage [Daniel *et al.* (1),

Vendittoli *et al.* (23)]. En effet, par rapport aux prothèses de hanche conventionnelles, la proprioception de l'articulation coxo-fémorale et le schéma de marche semblent proche de la normale après implantation d'un resurfaçage [Vendittoli *et al.* (23), Mont *et al.* (24), Naal *et al.* (25)]. Le diamètre fémoral prothétique, relativement proche du diamètre natif de la tête fémorale, ne semble pas entraîner d'altération de la biomécanique et du schéma de marche.

3.2 Amplitudes articulaires

Les amplitudes articulaires après resurfaçage sont proches de celles observées durant la période préopératoire [Revell *et al.* (26)]. En réalité, les amplitudes articulaires postopératoires dépendent non seulement des amplitudes préopératoire mais aussi du ratio tête-col prothétique.

3.3 Préservation osseuse

Un des principaux avantages des resurfaçages de hanche consiste en la préservation du stock osseux fémoral. Pour une taille de pièce fémorale donnée plus la cupule sera fine moins il y a aura d'os acétabulaire sacrifié. La taille des implants fémoraux et acétabulaires étant interdépendante, il faut implanter une pièce fémorale du plus petit diamètre possible afin de sacrifier le moins d'os acétabulaire. Il faut cependant que la cupule ait une excellente fixation primaire, que l'implant fémoral n'encoche pas le col et récrée un offset antérieur suffisant (correction de l'usure). La chirurgie du resurfaçage apparaît donc comme une chirurgie de compromis où chaque geste (fémoral et acétabulaire) retient de façon majeure et définitive sur le temps opératoire suivant. Le diamètre de la pièce fémorale du resurfaçage est de toute façon limité par la taille du col fémoral et non de la tête fémorale [Vendittoli *et*

al. (27)]. Il faut donc étudier l'étiologie de la coxarthrose (conflit fémoro-acétabulaire, dysplasie, ostéonécrose..) afin d'adapter à chaque fois la technique chirurgicale pour permettre une préservation osseuse [Vendittoli *et al.* (16)].

Dans une étude prospective randomisée comparant les resurfaçages aux PTH, Vendittoli *et al.* (2) ne retrouvaient aucune différence en terme de diamètre des cupules implantées (54,7mm dans le groupe PTH et 54,9 mm dans le groupe RSA).

3.4 Forces en charge

Un meilleur transfert des contraintes au niveau du fémur proximal constitue l'un des avantages des resurfaçages. A long terme, le resurfaçage évite le vol de contrainte (stress shielding) fémoral qui peut survenir après la pose d'un pivot fémoral. Kishida *et al.* (29) retrouve une plus grande diminution de la densité osseuse fémorale proximale et acétabulaire après PTH qu'après un resurfaçage (perte de densité osseuse nulle après resurfaçage et de l'ordre de 17% après PTH, $p=0,04$). Ce maintien d'une densité osseuse satisfaisante après un resurfaçage est autorisé par le positionnement de la pièce fémorale en valgus transformant ainsi les forces de cisaillement en forces de compression. Un implant positionné en varus (120°) triple le stress à l'interface ciment-implant par rapport à un implant en valgus (138°) [Long et Bartel (30)].

3.5 Douleur de cuisse

Après un resurfaçage, l'absence de douleur de cuisse est secondaire à un excellent transfert de charge sur le fémur proximal et à l'absence de tige et de trépanation endocanalaire. Ceci constitue un réel avantage par rapport à certaines tiges sans ciment pourvoyeuses de cette complication [Callaghan *et al.* (33), Ito *et al.* (34)]. De plus, l'intégrité du canal médullaire est à l'origine d'une excellente ventilation fémorale et d'une baisse d'incidence des thrombophlébites.

3.6 Révision

En cas d'échec d'un resurfaçage, la reprise chirurgicale s'avère relativement facile. En effet, il suffit alors de réaliser l'ostéotomie du col (pièce fémorale en place ou non) et d'implanter un pivot fémoral. En cas de défaillance isolée de la pièce fémorale (fracture du col, collapsus fémoral...), Seyler *et al.* (35) recommandent laisser en place la cupule et d'effectuer une révision fémorale unipolaire. Cependant, l'extraction relativement aisée des cupules à l'aide d'un ancillaire adapté [Mitchell *et al.* (36)] permet d'éviter une destruction osseuse importante.

4. INCONVENIENTS

4.1 ENCOCHAGE ET FRACTURE DU COL FÉMORAL

Un encochage per-opératoire du col fémoral expose au risque de fracture à court terme (inférieur à 6 mois) [Beulé *et al.* (38)]. Si un encochage per-opératoire survient, il doit impérativement être localisé et mesuré (supérieur ou non à 5mm). En effet, un encochage de plus de 5mm en situation supérieure et/ou supérolatérale constitue un facteur de risque fracturaire important.

L'incidence du risque fracturaire varie selon les auteurs de 0% à 4% [Vendittoli *et al.* (16), Beaulé *et al.* (38), Shimmin et Back (39)]. Dans le registre Australien, le taux de fracture après resurfaçage est de 1,46% (50 cas sur 3500 resurfaçages) [Shimmin et Back (39)]. Ces fractures du col semblent être directement liées à la courbe d'apprentissage et surviennent le plus souvent lors des premiers cas [Amstutz *et al.* (3)].

L'encochage du col n'est pas le seul facteur de risque. En effet, d'autres erreurs techniques comme un valgus excessif de la pièce fémorale (supérieur à 130°) [Mont *et al.* (38)] ou au contraire un varus important [Shimmin et Back (39)] constituent des facteurs de risque fracturaire. Il faut aussi être vigilant sur les indications de resurfaçage afin d'éviter cette complication (ostéopénie, maladie inflammatoire, kyste osseux fémoral volumineux...). Dans le registre Australien, il est rapporté un incident peropératoire dans 85% des cas de fractures [Shimmin et Back (39)].

4.2 RELARGAGE IONIQUE

Un relargage ionique est systématique après toute implantation d'un couple métal-métal quelque soit son diamètre [Vendittoli *et al.* (42), Rieker *et al.* (43), Clarke *et al.* (44), Ziaee *et al.* (45)]. Cependant, une lubrification continue, directement liée au jeu articulaire (clearance) du couple de friction est le gage d'un taux d'usure très faible et d'un faible relargage ionique [Rieker *et al.* (43)]. Or, plus le diamètre de tête prothétique est élevé, plus le jeu articulaire peut être ajusté afin de permettre une lubrification continue. Pour Girard *et al.* (47), les taux ioniques seraient identiques entre un groupe de resurfaçage et un groupe de PTH (28mm de diamètre) avec une élévation du taux de chrome à 1,3 fois le taux préopératoire et à 4,9 fois pour le cobalt.

Afin d'observer un taux d'ions le plus faible possible, il faut s'assurer que les propriétés tribologiques d'un couple de friction métal-métal comportent certaines propriétés : coefficient de dureté élevé, faible rugosité... [Amstutz *et al.* (48)]. En effet, en fonction du type de couple métal-métal (métal forgé ou coulé, teneur en carbone...), les taux d'ions sont très disparates. De toute façon, l'impact de ce relargage ionique est encore largement débattu mais il n'existe à l'heure actuelle aucune publication qui retrouve un lien entre les ions métalliques et une hausse du risque carcinologique [Visuri *et al.* (49)].

5. BIOMÉCANIQUE

Avant d'envisager l'implantation d'un resurfaçage, il faut connaître l'offset fémoral ainsi que l'éventuelle inégalité de longueur. Ces paramètres biomécaniques ont été étudiés lors de 3 études qui parviennent aux mêmes conclusions [Girard *et al.* (20), Silva *et al.* (47), Loughhead *et al.* (52)]. Ainsi, après implantation d'un resurfaçage, il existe systématiquement une diminution de l'offset fémoral de l'ordre de 2,8mm à 8,5mm. La longueur du membre inférieur opéré est en revanche peu modifiée pour Loughhead *et al.* (53) (en moyenne de +0.3mm) et diminuée pour Girard *et al.* (20) ainsi que pour Silva *et al.* (47) (en moyenne de -1,2 et -2,2mm respectivement). Il est désormais communément admis que les resurfaçages préservent et/ou restaurent aussi bien, sinon mieux l'anatomie de la hanche, que les PTH. En effet, l'amplitude de variation de correction biomécanique après un resurfaçage (offset, longueur des membres inférieurs...) apparaît plus faible que lors d'une PTH [Girard *et al.* (20)]. La diminution de l'offset est non seulement secondaire au valgus de la pièce fémorale mais aussi à sa translation supéro-latérale (afin d'éviter un encochage du col) et à la

réduction du diamètre de tête fémorale. De plus, la prévention des fractures du col par une augmentation de la couverture d'os spongieux à la jonction tête-col, entraîne inévitablement un raccourcissement du col.

Dans une étude prospective randomisée comparant les resurfaçages aux PTH, les scores cliniques et fonctionnels (PMA, SF-36, WOMAC) des resurfaçages apparaissent excellents et en tout point comparables aux résultats des PTH [Girard *et al.* (20)]. La réduction de déport fémoral ne semble donc pas être à l'origine d'une diminution de résultat clinique entre ces 2 groupes [Lavigne *et al.* (56)]. Le niveau de retour à une activité physique intense et sportive semble même plus important après implantation d'un resurfaçage par rapport à une PTH [Lavigne *et al.* (56)]. Ceci est confirmé par Mont *et al.* (24) lors d'une étude au laboratoire de marche qui retrouve de meilleurs paramètres spatio-temporels (vitesse de marche, moments de force...) dans le groupe resurfaçage par rapport au groupe PTH. La cinématique du schéma de marche après resurfaçage apparaissait très proche de celle des hanches vierges contrairement aux hanches porteuses de PTH [Mont *et al.* (24)].

6. IMPLANTATION

Afin d'assurer la pérennité des resurfaçages, certains facteurs biomécaniques sont capitaux à respecter lors de l'implantation. Ainsi, la pièce fémorale doit systématiquement être mise en valgus (de l'ordre de 8°) par rapport à l'axe anatomique du col dans le plan frontal [Beulé *et al.* (57)]. Grâce à ce valgus, les forces s'exerçant sur le col fémoral seront majoritairement en compression et non en cisaillement. Il s'ensuit un remodelage osseux au niveau du col avec une

augmentation de la densification osseuse et de la trabéculation du col en zone supéro-latérale. Le risque de descellement fémoral, lorsqu'un implant est positionné en varus par rapport à l'axe du col, augmente de façon importante [Beaulé *et al.* (57)]. Ainsi, Amstutz *et al.* (3) retrouvent une corrélation entre la position de l'implant en varus et le taux d'échec par descellement aseptique fémoral. Dans le plan sagittal, en revanche, la tige centreuse doit être dans l'axe du col (sans antéversion, ni rétroversion). Elle est fréquemment implantée dans la partie antérieure du col afin d'augmenter le ratio tête-col antérieur (offset antérieur) et donc d'augmenter les amplitudes articulaires en flexion-rotation interne. Pour Beaulé (58), la cimentation de cette tige centreuse est un élément favorable en terme de survie de l'implant fémoral. En effet, une tige centreuse cimentée permet de s'affranchir du risque de vol de contrainte tout en augmentant la stabilité mécanique.

CONCLUSION

Le resurfaçage de deuxième génération constitue le renouveau d'un concept ancien. Il apparaît comme une chirurgie attractive pour des patients jeunes car il permet de rester proche de l'anatomie originelle tout en préservant le capital osseux et la tension musculaire. Ce concept de « chirurgie conservatrice prothétique » doit encore attendre l'épreuve du temps avant de pouvoir être comparé à l'arthroplastie conventionnelle.

REFERENCES

1. 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, 177-184.
2. VENDITTOLI PA, LAVIGNE M, GIRARD J, ROY AG : A randomised study comparing resection of acetabular bone at resurfacing and total hip replacement. *J Bone Joint Surg (Br)*, 2006, 88, 997-1002.
3. AMSTUTZ H, BEAULE P, DOREY F, LE DUFF MJ, CAMPBELL PA, GRUEN TA : Metal-on-metal hybrid surface arthroplasty: two to six year follow-up. *J Bone Joint Surg (Am)*, 2004, 86, 28-39.
4. GIRARD J, VENDITTOLI PA, LAVIGNE M, ROY AG : Resurfacing arthroplasty of the hip in osteopetrosis. *J Bone Joint Surg (Br)*, 2006, 88, 818-821.
5. SMITH-PETERSEN MN : Evolution of mould arthroplasty of the hip joint. *J Bone Joint Surg (Br)*, 1948, 30, 59-75.
6. WILES P : The surgery of osteoarthritic hip. *Br J Surg*, 1957, 488-497.
7. JUDET R, JUDET J. The use of an artificial femoral head for. arthroplasty of the hip joint. *J Bone Joint Surg (Br)*, 1950, 32, 166-173.
8. CHARNLEY J : Low friction arthroplasty of the hip, Theory and practice. Berlin, New York, Springer Verlag, 1979.
9. AMSTUTZ HC, GRAFF-RADFORD A, GRUEN TA, CLARKE IC : THARIES surface replacements: a review of the first 100 cases. *Clin Orthop*, 1978, 134, 87-101.
10. KABO JM, GEBHARD JS, LOREN G, AMSTUTZ HC : In vivo wear of polyethylene acetabular components. *J Bone Joint Surg (Br)*, 1993, 75, 254-258.

11. CHARNLEY J : Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet*, 1961, 1129-1133.
12. GERARD Y, SEGAL P, BEDOUCHE JS : Arthroplastie de hanche avec des cupules couplées. *Rev Chir Orthop*, 1974, 60, 281-289.
13. THOMINE JM : L'arthroplastie par cupule ajustée pour nécrose de la tête fémorale. *Rev Chir Orthop*, 1973, 59 (Suppl 1), 61-73.
14. MÜLLER ME : Lessons of 30 years of total hip arthroplasty. *Clin Orthop*, 1992, 274, 12- 21.
15. WEBER BG : Experience with the Metasul total hip bearing system. *Clin Orthop*, 1996, 329 (Suppl 1), 69-77.
16. VENDITTOLI PA, LAVIGNE M, ROY AG, LUSIGNAN D : A prospective randomized clinical trial comparing metal-on-metal total hip arthroplasty and metal-on-metal total hip resurfacing in patients less than 65 years old. *Hip Inter*, 2006, 16 (Suppl 2), 73-81.
17. KOMISTEK RD, DENNIS DA, OCHOA JA, HAAS BD, HAMMILL C : In vivo comparison of hip separation after metal-on-metal or metal-on-polyethylene total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Am)*, 2002, 84, 1836-1841.
18. CLARKE MT, LEE PT, VILLAR RN : Dislocation after total hip replacement in relation to metal-on-metal bearing surfaces. *J Bone Joint Surg (Br)*, 2003, 85, 650-654.
19. AMSTUTZ HC, BEAULE PE, DOREY FJ, LE DUFF MJ, CAMPBELL PA, GRUEN TA : Metal-on-metal hybrid surface arthroplasty: two to six-year follow-up study., Metal-on-metal resurfacing of the hip in patients under the age of 55 years with osteoarthritis. *J Bone Joint Surg (Br)*, 2004, 86,177-184.

20. 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, 721-726.
21. MIGAUD H, GIRARD J, MAY O, JOBIN A, PINOIT Y, LAFFARGUE P, DELAUNAY C : Résultats de couple de frottement métal-métal en grand diamètre au cours des arthroplasties totales de hanche : avantages et inconvénients. *Rev Chir Orthop*, 2007, 93, 310-312.
22. LIU F, JIN Z, ROBERTS P, GRIGORIS P : Importance of head diameter, clearance, and cup wall thickness in elastohydrodynamic lubrication analysis of metal-on-metal hip resurfacing prostheses. *Proc Inst Mech Eng*, 2006, 220, 695-704.
23. VENDITTOLI PA, LAVIGNE M, GODBOUT V, GIRARD J : Test du sautellement (hop test) et de la double marche (step test) : nouveaux tests fonctionnels évaluant les résultats des arthroplasties totales de hanche. *Rev Chir Orthop*, 2006, 92 (Suppl 6), 55.
24. MONT MA, SEYLER TM, RAGLAND PS, STARR R, ERHART J, BHAVE A : Gait analysis of patients with resurfacing hip arthroplasty compared with hip osteoarthritis and standard total hip arthroplasty. *J Arthro*, 2007, 22, 100-108.
25. NAAL FD, MAFFIULETTI NA, MUNZINGER U, HERSCHE O : Sports after hip resurfacing arthroplasty. *Am J Sports Med*, 2007, 35, 705-711.
26. REVELL MP, Mc BRYDE CW, BHATNAGAR S, PYNSENT PB, TREACY RB : Metal-on-metal hip resurfacing in osteonecrosis of the femoral head. *J Bone Joint Surg (Am)*, 2006, 88 (Suppl 3), 98-103.
27. VENDITTOLI, P.A, LAVIGNE M, ROY AG, GIRARD J : Removal of acetabular bone in resurfacing arthroplasty of the hip. *J Bone Joint Surg (Br)*, 2006, 88, 838-839.

28. LOUGHEAD JM, STARKS I, CHESNEY D, MATTHEWS JN, McCASKIE AW, HOLLAND JP : Removal of acetabular bone in resurfacing of the hip: a comparison with hybrid total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Br)*, 2006, 88, 31-34.
29. KISHIDA Y, SUGANO N, NISHII T, MIKI H, YAMAGUCHI K, YOSHIKAWA H : Preservation of the bone mineral density of the femur after surface replacement of the hip. *J Bone Joint Surg (Br)*, 2004, 86, 185-189.
30. LONG JP, BARTEL DL : Surgical Variables Affect the Mechanics of a Hip Resurfacing System. *Clin Orthop*, 2006, 453, 115-122.
31. WATANABE Y, SHIBA N, MATSUO S, HIGUCHI F, TAGAWA Y, INOUE A : Biomechanical study of the resurfacing hip arthroplasty: finite element analysis of the femoral component. *J Arthrop*, 2000, 15, 505-511.
32. LITTLE JP, TADDEI F, VICECONTI M, MURRAY DW, GILL HS : Changes in femur stress after hip resurfacing arthroplasty: Response to physiological loads. *Clin Biomech*, 2007, 22, 444-448.
33. CALLAGHAN JJ, TEMPLETON JE, LIU SS, WARTH LC, CHUNG YY : Improved results using extensively coated THA stems at minimum 5-year follow-up. *Clin Orthop*, 2006, 453, 91-96.
34. ITO H, MATSUNO T, AOK Y, MINAMI A : Total hip arthroplasty using an Omniflex modular system: 5 to 12 years follow-up. *Clin Orthop*, 2004, 419, 98-106.
35. SEYLER TM, ETIENNE G, PLATE JF, FISCHER P, MONT MA : Use of large femoral heads without liners in total hip arthroplasty. *Surg Technol Int*, 2006, 15, 217-220.
36. MITCHELL PA, MASRI BA, GARBUZ DS, GREIDANUS NV, WILSON D, DUNCAN CP : Removal of well-fixed, cementless, acetabular components in revision hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Br)*, 2003, 85, 949-952.

37. RIEKER CB, SCHON R, KOTTIG P : Development and validation of a second-generation metal-on-metal bearing: laboratory studies and analysis of retrievals. *J Arthrop*, 2004, 19 (Suppl 3), 5-11.
38. BEAULE P E, CAMPBELL PA, HOKE R, DOREY F : Notching of the femoral neck during resurfacing arthroplasty of the hip: a vascular study. *J Bone Joint Surgery (Br)*, 2006, 88, 35-39.
39. SHIMMIN AJ, BACK D : Femoral neck fractures following Birmingham hip resurfacing: a national review of 50 cases. *J Bone Joint Surg (Br)*, 2005, 87, 463-464.
40. BEAULE PE, DOREY FJ, LEDUFF M, GRUEN T, AMSTUTZ HC : Risk factors affecting outcome of metal-on-metal surface arthroplasty of the hip. *Clin Orthop*, 2004, 418, 87-93.
41. MONT MA, RAGLAND PS, ETIENNE G, SEYLER TM, SCHMALZRIED TP : Hip resurfacing arthroplasty. *J American Academy of Orthop Surg*, 2006, 14, 454-463.
42. 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, 441-448.
43. RIEKER CB, SCHON R, KONRAD R, LIEBENTRITT G, GNEPF P, SHEN M, ROBERTS P, GRIGORIS P : Influence of the clearance on in-vitro tribology of large diameter metal-on-metal articulations pertaining to resurfacing hip implants. *Orthop Clin North Am*, 2005, 36, 135-142.
44. CLARKE MT, LEE PT, ARORA A, VILLAR RN : Levels of metal ions after small- and large-diameter metal-on-metal hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Br)*, 2003, 85, 913-917.
45. ZIAEE H, DANIEL J, DATTA AK, BLUNT S, MCMINN DJ : Transplacental transfer of cobalt and chromium in patients with metal-on-metal hip arthroplasty: a controlled study. *J Bone Joint Surg (Br)*, 2007, 89, 301-305.

46. LUETZNER J, KRUMMENAUER F, LENGEL AM, ZIEGLER J, WITZLEB WC : Serum metal ion exposure after total knee arthroplasty. *Clin Orthop*, 2007, *In Press*.
47. GIRARD J, VENDITTOLI PA, LAVIGNE M, MOTTARD S, ROY AG : Résultats des taux d'ions chrome et cobalt consécutifs à l'implantation d'un remplacement total de hanche (couple métal-métal) et d'un resurfaçage de hanche : une étude randomisée. *Rev Chir Orthop*, 2006, 92 (Suppl 6), 122.
48. AMSTUTZ HC, GRIGORIS P, DOREY F : Evolution and future of surface replacement of the hip. *J Orthop Sci*, 1998, 3, 169-186.
49. VISURI T, PUKKALA E, PAAVOLAINEN P, PULKKINEN P, RISKI EB : Cancer risk after metal on metal and polyethylene on metal total hip arthroplasty. *Clin Orthop*, 1996, 329 (Suppl 2), 280-289.
50. BRODNER W, GROHS JG, BANCHER-TODESCA D, DOROTKA R, MEISINGER V, GOTTSÄUNER-WOLF F, KOTZ R : Does the placenta inhibit the passage of chromium and cobalt after metal-on-metal total hip arthroplasty? *J Arthro*, 2004, 19 (Suppl 3), 102-106.
51. VENDITTOLI PA, BODDU SR, ROY AG, LAVIGNE M : Heterotopic ossification after hip surface replacement arthroplasty ; a prospective, randomized study. EFORT, Oral presentation F131, Session Hip 3, 12 Mai 2007.
52. 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, 40-46.
53. LOUGHEAD JM, CHESNEY D, HOLLAND, JP, McCASKIE AW : Comparison of offset in Birmingham hip resurfacing and hybrid total hip arthroplasty. *J Bone Joint Sur (Br)*, 2005, 87, 163-166.

54. CHARLES MN, BOURNE RB, DAVEY JR, GREENWALD AS, MORREY BF, RORABECK CH : Soft-tissue balancing of the hip : the role of femoral offset restoration. *Intr Course Lect*, 2005, 54, 131-141.
55. LAVIGNE L, GIRARD J, VENDITTOLI PA, ROY A : Restauration de l'offset fémoral et fonction clinique. *Rev Chir Orthop*, 2006, 92 (Suppl 6), 55.
56. LAVIGNE M, MASSE V, VENDITTOLI PA, ROY AG : Return to sports after surface replacement arthroplasty and total hip arthroplasty ; a randomized clinical trial. *EFORT*, Oral presentation F580, Session General Orthopaedics 7, 14 Mai 2007.
57. BEAULE PE, LEE JL, LE DUFF MJ, AMSTUTZ HC, EBRAMZADEH E : Orientation of the femoral component in surface arthroplasty of the hip: a biomechanical and clinical analysis. *J Bone Joint Surgery (Am)*, 2004, 86, 2015-2021.
58. BEAULE PE : Aspect actuel et indications des arthroplasties de resurfaçage de la hanche. *Conférences d'Enseignement de la SOFCOT*, 2005, 87, 151-171.