



Disponible en ligne sur [www.sciencedirect.com](http://www.sciencedirect.com)



## MÉMOIRE

# Étude à cinq ans de recul d'une tige anatomique revêtue d'hydroxyapatite

## Five-year follow-up of a hydroxyapatite coated stem

A. Mouttet<sup>a,\*</sup>, R. Philipot<sup>b</sup>, F. Farizon<sup>b</sup>, P.-H. Vallotton<sup>c</sup>, N. Ibnou-Zekri<sup>c</sup>

<sup>a</sup> Clinique Saint-Roch, chemin du Mas-Anglade, 66330 Cabestany, France

<sup>b</sup> Centre d'orthopédie traumatologie, hôpital Bellevue, CHU Saint-Étienne, boulevard Pasteur, 42055 Saint-Étienne cedex 2, France

<sup>c</sup> Département recherche et développement, symbios orthopédie SA, avenue des Sciences-1, 1400 Yverdon-les-Bains, Suisse

Acceptation définitive le : 25 mars 2008

### MOTS CLÉS

Arthroplastie totale de hanche ;  
Prothèse anatomique ;  
Hanche

**Résumé** Nous avons mené une étude prospective monocentrique sur une série homogène et continue de prothèses totales de hanche anatomiques et non cimentées. Le but de cette étude était de mettre en évidence au recul, l'apport du dessin anatomique de l'implant fémoral avec ses appuis préférentiels, sur les résultats cliniques et radiologiques. Cette série homogène et continue comprenait 176 prothèses totales de hanche, implantées de septembre 1997 à décembre 1998 par une voie antérolatérale par le même chirurgien et toujours en première intention. Nous avons effectué au dernier recul une évaluation clinique comprenant la satisfaction du patient et le score de Harris. Nous avons également réalisé une analyse radiologique, à l'aide des scores de Engh et de Ara, et selon la classification de Brooker, sur les radiographies de face et de profil en postopératoire immédiat et au dernier recul. La survie à cinq ans de la prothèse était de 98,8%, en prenant comme définition de l'échec la reprise de la prothèse toutes causes confondues. Sur le plan clinique, le score de Harris variait significativement ( $p < 0,0001$ ) de  $32,9 \pm 1,2$  en préopératoire à  $93,1 \pm 0,8$  à la dernière visite de recul. Parmi les items du score, la douleur était le paramètre qui montrait la plus grande amélioration. Les douleurs de cuisse, souvent associées aux tiges sans ciment, restaient à un niveau très bas de 1,3% à cinq ans de recul. Au niveau radiologique, l'implant fémoral montrait une grande stabilité et un remodelage osseux excellent, illustrés par les scores élevés de Engh et de Ara, respectivement à  $20,7 \pm 0,5$  et  $5 \pm 0,2$ . L'usure du polyéthylène,  $0,075$  mm/an, se situait en deçà des taux d'usure habituellement admis pour les cupules métal *back* comportant un insert polyéthylène. Nous avons observé en revanche un taux d'ossifications hétérotopiques de 65,1%.

© 2008 Publié par Elsevier Masson SAS.

\* Auteur correspondant. Espace méditerranée, 19, avenue du Général-Leclerc, 66000 Perpignan, France.  
Adresse e-mail : [a.mouttet@wanadoo.fr](mailto:a.mouttet@wanadoo.fr) (A. Mouttet).

**KEYWORDS**

Total hip arthroplasty; Anatomical prosthesis; Hip

**Summary**

*Purpose of the study.* – We studied a cementless anatomic stem combination with a cementless press-fit cup. The purpose of this work was to assess prospectively in a homogeneous consecutive series of patients, the clinical and radiological outcome of this prosthesis at five years follow-up. *Material and methods.* – The series included 176 hips with a total hip arthroplasty implanted between September 1997 and December 1998 by the same surgeon through an antero-lateral approach (Watson-Jones). We retained for study first intention implantations for primary or secondary joint degeneration. Fractures and revisions were excluded from the analysis. At last follow-up the survival was 93.2%. Patients were revised clinically (satisfaction Harris score). An independent surgeon unaware of the clinical results performed the radiological analysis (Engh and Ara score, Brooker classification). The Kaplan-Meier method was used for the survival curve expressed with 95% confidence interval and considering revision for all causes as failure.

*Results.* – The five-year survival of the prosthesis was 98.8%. Clinically, the Harris score varied significantly ( $p < 0.0001$ ) from  $32.9 \pm 1.2$  preoperatively to  $93.1 \pm 0.8$  at last follow-up. Among the score items, pain exhibited the greatest improvement since at five years only, 10.2% of patients complained of mild pain. Thigh pain, often associated with cementless stems, was very low, 1.3%. Radiologically, the femoral implant was very stable with excellent bone remodelling as illustrated by the high Engh and Ara scores,  $20.7 \pm 0.5$  and  $5 \pm 0.2$  respectively. Polyethylene wear, 0.075 mm/year, was below the usually observed levels. We noted a high rate of heterotopic ossifications, 65.1%, most Brooker I.

*Discussion.* – The SPS stem has shown good results at five years, both clinically and radiographically. The objectives of a stable fixation over time and harmonious remodelling appear to be achieved. These promising results should be reexamined in a series with a longer follow-up.

© 2008 Publié par Elsevier Masson SAS.

**Introduction**

Il a été démontré que le succès des tiges fémorales sans ciment dépendait non seulement de la sélection des patients et de la technique opératoire, mais également du dessin intra- et extramédullaire de l'implant [1]. Les premières tiges non cimentées avaient montré de sérieux problèmes de *stress shielding* (vol de contrainte) [2,3], défini par la combinaison d'une atrophie osseuse dans la zone proximale du fémur et d'une hypertrophie dans la zone distale [4,5]. Par ailleurs, l'occurrence de douleurs de cuisse persistantes a souvent été associée à l'utilisation de certaines tiges sans ciment, avec une incidence pouvant atteindre 42% [6]. Pour éviter ces complications, de nouveaux systèmes de fixation ont été développés et de nouveaux modèles ont été dessinés [7,8]. En particulier, des implants fémoraux de forme anatomique, permettant de transférer les forces dans la partie métaphysaire, ont permis une diminution du phénomène de *stress shielding*, sans permettre sa disparition [9,10]. Un autre moyen d'améliorer la fixation proximale a été de recouvrir la partie métaphysaire de la tige de titane poreux et d'hydroxyapatite. Cette dernière, par ses qualités ostéoconductrices, favorise l'ostéointégration pérenne de l'implant [11–13].

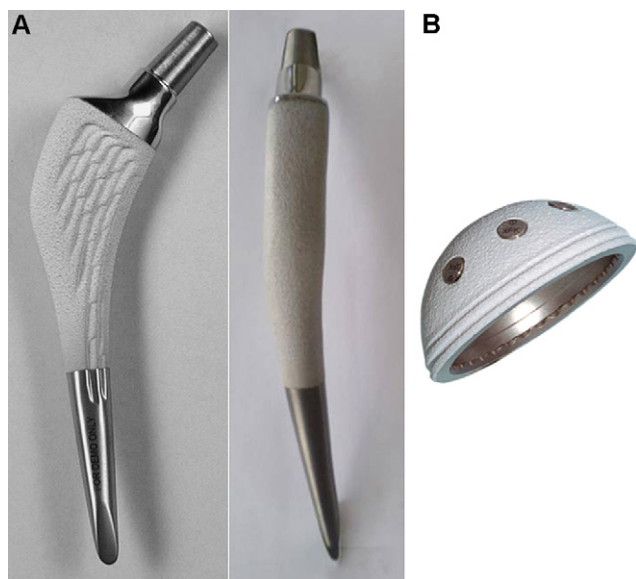
La tige SPS est un implant anatomique sans ciment qui tient sa spécificité dans le fait qu'il a été dessiné à partir de données tomodensitométriques (TDM) récoltées sur 200 fémurs présentant une coxarthrose simple (sans dysplasie ni luxation congénitale) et destinés à recevoir une tige sur mesure Symbios. Cette analyse morphologique dans les trois dimensions (frontale, sagittale et horizontale) a permis d'observer que le canal fémoral présentait, dans une grande majorité de cas, une hélistorsion moyenne de 20° en

zone métaphysaire. La tige SPS reproduit cette hélistorsion, en y ajoutant une rétroversion de 5° du col prothétique, lui conférant ainsi une antéversion finale de 15°. La prise en compte de l'hélistorsion fémorale, ainsi que la présence d'un évaselement relativement important dans le plan frontal (Fig. 1A), permettent à la tige SPS d'optimiser en théorie ses appuis en zone métaphysaire.

Nous avons mené une étude prospective monocentrique sur une série homogène et continue de prothèses SPS à cinq ans de recul. Le but de cette étude était d'analyser les résultats cliniques et radiologiques à l'aide du score de Harris et des scores de Engh et de Ara. Notre hypothèse d'analyse était que la forme anatomique de notre implant fournit les conditions optimales pour une bonne stabilité primaire, un remodelage osseux harmonieux, et une incidence minimale de douleurs de cuisse.

**Matériel et méthodes**

La série homogène et continue comprenait 176 hanches opérées d'une prothèse totale de hanche (PTH) de septembre 1997 à décembre 1998, par le même chirurgien, appliquant toujours la même voie d'abord antérolatérale de type Watson-Jones. Cette série ne comprenait que des arthroplasties de première intention et excluait donc les fractures et les reprises. Au niveau des étiologies, on comptait 86% de coxarthrose primitive, 6% d'ostéonécrose aseptique, 5% d'arthrite inflammatoire et 3% de dysplasie congénitale. L'âge moyen des patients était de 73,2 ans (35–83) et la cohorte comptait 104 femmes (59%) et 72 hommes. Le recul moyen de cette étude était de  $5,0 \pm 0,2$  ans (3,6–5,8).



**Figure 1** A: tige fémorale SPS de forme anatomique sans ciment recouverte au deux tiers de titane poreux et d'hydroxyapatite (vue de face et vue de profil). B: cupule Hilock Line impactée en *press-fit*, recouverte de titane poreux et d'hydroxyapatite.

Nous avons exclusivement utilisé la tige SPS Symbios Orthopédie® (Fig. 1A), implant fémoral anatomique sans ciment en alliage de titane Ti6Al4V, recouvert d'un double revêtement de titane poreux et d'hydroxyapatite en zone métaphysaire. La cupule Hilock Line Symbios Orthopédie® (Fig. 1B) a été systématiquement associée. Cette cupule en alliage de titane (Ti6Al4V), recouverte de titane poreux et d'hydroxyapatite, était impactée en *press-fit*.

Les patients ont été systématiquement revus à un, trois et cinq ans et des clichés radiologiques ont été effectués à ces différentes échéances. Nous avons compté à la dernière visite de recul (cinq ans), 12 perdus de vue sur les 176 PTH, ce qui donne un taux de suivi de 93,2%. Sur les 164 PTH restantes, dix patients étaient décédés, 27 ont souhaité être questionnés par téléphone et 127 ont accepté d'être évalués cliniquement.

Les 127 hanches revues en préopératoire, et lors de toutes les visites de suivi, ont été évaluées cliniquement à l'aide du score de Harris [14]. Radiologiquement, nous n'avons retenu que les dossiers complets, soit ceux de 106 hanches. Le fémur a été subdivisé en zones selon la description de Gruen et al. [15] et Johnston et al. [16]. Un observateur indépendant a recherché la présence de lignes réactives, d'un piédestal, ou l'existence d'une résorption ou de densifications osseuses. Les ossifications hétérotopiques ont été classées selon la méthode de Brooker et al. [17]. La stabilité et la fixation de la prothèse ont été évaluées grâce aux scores Engh et Ara [18,19] et nous avons également mesuré, à l'aide du logiciel Imagika™ (View Tec, Saint-Maurice, France), les migrations potentielles de la tige et de la cupule ainsi que les changements d'inclinaison de la cupule. Pour l'évaluation radiologique de la cupule, nous avons délimité l'acétabulum en trois zones selon la description de Delee et Charnley [20]. Pour évaluer l'usure de l'insert en polyéthylène, nous avons mesuré la distance entre le centre de rotation de la tête et celui de la cupule

en postopératoire immédiat et avec un recul de cinq ans. L'usure était mesurée par la différence entre ces deux distances.

Tous les résultats ont été exprimés en valeur moyenne  $\pm$  erreur standard de la moyenne (ESM), avec  $ESM = \text{déviation standard} / \sqrt{n}$ ,  $n$  étant le nombre de PTH. La courbe de survie de la série des 176 hanches a été déterminée selon la méthode de Kaplan-Meier [21] avec un intervalle de confiance à 95%. Nous avons défini l'échec comme étant la reprise chirurgicale de la prothèse quelle qu'en soit la cause. Pour les analyses statistiques, nous avons utilisé le test de Student afin de comparer les données cliniques préopératoires et à cinq ans de recul, ainsi que les données radiologiques en postopératoire immédiat et à cinq ans. Une valeur de  $p < 0,05$  était considérée comme statistiquement significative.

## Résultats

### Résultats cliniques

Sur les 154 hanches incluses (consultations et questionnaires), 99,3% des patients étaient très satisfaits ou satisfaits. Le score de Harris, mesuré sur les 127 hanches revues lors de la consultation, passait de  $32,9 \pm 1,2$  en préopératoire à  $93,1 \pm 0,8$  à cinq ans de recul ( $p < 0,0001$ ). La douleur était le paramètre qui montrait l'amélioration la plus significative avec un score préopératoire de  $7,7 \pm 0,9$  contre  $44,3 \pm 0,5$  à cinq ans de recul ( $p < 0,0001$ ). Dans la cohorte, 89,8% des hanches n'entraînaient aucune douleur au dernier recul. Treize (10,2%) hanches provoquaient de légères douleurs, essentiellement au niveau du grand trochanter [6], de l'aîne [4] et des deux à la fois [1]. Deux (1,3%) hanches étaient responsables de douleur de cuisse légères. Pour ces 13 hanches, nous n'avons trouvé de corrélation ni avec une éventuelle inégalité de longueur postopératoire ni avec des ossifications hétérotopiques. En revanche, un des deux patients souffrant de légères douleurs de cuisse montrait sur la radiographie un hémipiédestal (stable) ainsi que des lignes réactives en zone proximale réhabitable.

Du point de vue fonctionnel, six hanches présentaient une inégalité de longueur significative en postopératoire, avec deux inégalités de 5 à 10 mm, trois de 10 à 20 mm et une de plus de 30 mm (mesurée en préopératoire à 20 mm). Au niveau des amplitudes articulaires, nous avons observé une augmentation moyenne de l'amplitude de  $20,3^\circ$  en adduction, de  $25,4^\circ$  en abduction, de  $14,5^\circ$  en flexion, de  $26^\circ$  en rotation interne, de  $12,8^\circ$  en rotation externe et de  $0,8^\circ$  en extension.

### Résultats radiologiques

Pour les 106 dossiers radiologiques complets examinés, nous avons observé au recul une migration craniopodale moyenne de la tige de  $1,6 \pm 1,7$  mm (0,1–10,0) ( $p = 0,02$ ). Seules quatre PTH (3,8%) montraient une migration supérieure à 5 mm, avec un maximum à 10 mm (un cas). La variation en varus/valgus était également non significative à  $0,5 \pm 0,1^\circ$  (0,0–1,9) ( $p = 0,6$ ). Soixante-quatre PTH (60,4%) montraient des ponts osseux en zone réhabitable (métaphy-



**Figure 2** Cas représentatif du remodelage à cinq ans autour de la tige SPS.

saire) (Fig. 2). Six PTH (5,7%) avaient un hémipiédestal en zone 4, tous de type stable (sans liseré adjacent, selon la description de Engh et al. [18]). Au niveau du calcar, 46 PTH (43,4%) avaient une atrophie modérée, 11 (10,4%) une atrophie sévère et une autre (0,9%) une hypertrophie. Une PTH (0,9%) présentait un liseré inférieur à 2 mm, en zone 8, selon Johnston et al. [16]. Des lignes réactives étaient observées pour six PTH (5,7%), mais exclusivement en regard de zones lisses non réhabilitables [15,16] et sans douleur associée. Sur la cohorte de 106 dossiers étudiés, le score de Engh s'élevait à  $20,7 \pm 0,5$  et celui de Ara à  $5 \pm 0,2$ .

Au recul, on recensait 40 hanches (37,7%) présentant des ossifications hétérotopiques de type Brooker I, dix (9,4%) de type Brooker II, 12 (11,3%) de type Brooker III, et cinq (4,7%) de type Brooker IV (Fig. 3). Les ossifications étaient plus fréquentes chez les hommes (83,3%) que chez les femmes (53,7%) ( $p < 0,01$ ). Les ossifications n'étaient liées à des douleurs que dans sept cas : quatre cas de douleurs au niveau du grand trochanter, un autre pour des douleurs au pli de l'aîne, un cas de douleurs de cuisse, et une fois des douleurs apparaissant après une heure de marche.

Au niveau de la cupule, aucune migration significative n'était observée aussi bien dans le plan médiolatéral ( $0,1 \pm 1,3$  mm,  $p = 0,88$ ) que craniopodal ( $0,2 \pm 2,3$  mm,  $p = 0,78$ ). De même on ne notait aucune variation significative de l'inclinaison ( $1,6 \pm 0,1^\circ$ ,  $p = 0,77$ ). L'analyse des trois zones de Delee et Charnley montrait une ostéolyse dans six cas (5,7%) en zone 1, dans trois cas (2,8%) en zone 2 et dans deux cas (1,9%) en zone 3. Une condensation osseuse périacétabulaire était présente dans trois cas (2,8%) en zone 1 et dans deux cas (1,9%) en zone 3. Dans un cas (0,9%) on retrouvait un kyste en zone 3. Dans la série, l'usure moyenne du polyéthylène était de  $0,075$  mm/an  $\pm 0,005$ .

### Courbes de survie et complications

Aucune infection n'était relevée dans la série. Nous avons observé en phase postopératoire cinq luxations précoces



**Figure 3** Présence d'ossifications de Brooker classe IV.

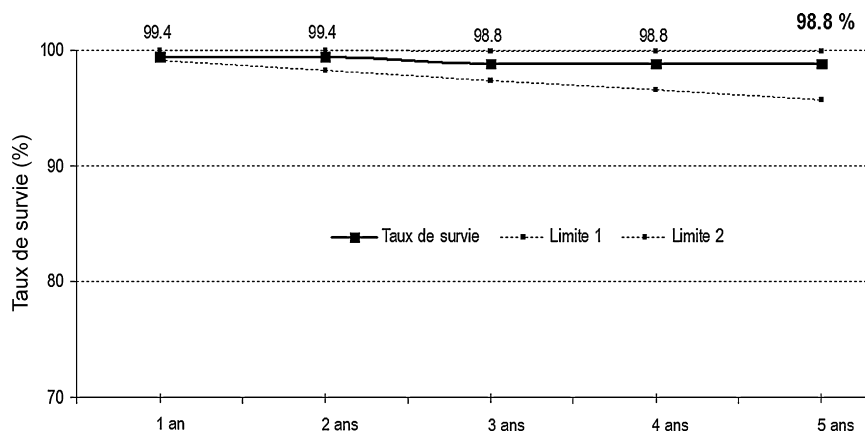
(3,2%), dont une ayant nécessité une reprise de tige pour une instabilité par effet piston, et une autre une reprise de cupule suite à plusieurs épisodes de luxation. On enregistrait trois luxations secondaires (1,9%) à huit mois, 15 mois et trois ans, et une luxation tardive (0,6%) à cinq ans. Les facteurs aggravants les plus souvent retrouvés parmi les neuf cas de luxation de cette série étaient l'âge (cinq patients de plus de 75 ans), l'étiologie (deux ostéonécroses et deux statuts post-traumatiques), la présence d'une tête à jupe (trois cas), et une inclinaison de la cupule supérieure à  $55^\circ$  (trois cas). Dans deux cas, la présence simultanée des facteurs âge, inclinaison de cupule et tête à jupe était retrouvée. Aucune corrélation n'existait en revanche entre les cas de luxation et les ossifications hétérotopiques, puisque ces dernières étaient totalement absentes dans huit cas, et de stade Brooker I dans un cas.

Avec une reprise de tige et une reprise de cupule, le taux de survie de la prothèse, en utilisant la méthode de Kaplan-Meier avec un intervalle de confiance de 95%, était de 98,8% (95,7–99,9) à cinq ans de recul (Fig. 4). Le taux de survie spécifique de l'implant fémoral était lui de 99,4%, tout comme celui de la cupule.

### Discussion

Notre série de 176 PTH révélait une amélioration significative de l'état fonctionnel des patients du point de vue de la douleur et de la mobilité puisque le score de Harris variait de 32,9 en préopératoire à 93,2 à cinq ans de recul. Ce résultat est équivalent ou supérieur à ceux obtenus dans d'autres études avec un recul similaire et des implants fémoraux anatomiques [1,22–31].

L'incidence des douleurs de cuisse était minimale, au niveau des meilleurs résultats publiés avec des tiges sans ciment [31,32]. Parmi les facteurs propres à l'implant et susceptibles de favoriser les douleurs de cuisse, la littérature cite la différence excessive de rigidité entre la



**Figure 4** Courbe de survie du système prothétique SPS-Hilock. Critère d'échec : reprise de la tige ou de la cupule. Intervalle de confiance de 95 %.

tige et l'os [33–35] et surtout l'existence de micromouvements à l'interface os–tige [35,36]. Pour réduire de façon significative ces derniers, Noble et al. [37] et Engh et al. [18] préconisent une forte congruence entre la tige et le canal, notamment en rotation. L'optimisation des appuis métaphysaires de la SPS, associée à une courbure sagittale anatomique et une finesse distale limitant fortement les contacts corticaux, a permis, à cinq ans de recul, d'éviter cet écueil.

Par ailleurs la persistance de douleurs de cuisse au-delà d'une année dans les PTH serait aussi un signe d'échec du remodelage osseux dans la partie proximale du fémur [6]. Or le remodelage autour de la tige SPS s'avérait très satisfaisant dans notre série. L'incidence élevée de ponts osseux et l'absence de liserés ou de lignes réactives en zone réhabitable indiquaient une excellente fixation de l'implant, alors que l'atrophie modérée du calcar et l'absence de migration craniopodale de la tige attestaient de sa stabilité [18]. À cinq ans de recul, nous n'avons pas observé de *stress shielding*.

Le pourcentage important d'ossifications était comparable à certaines séries publiées : Kasetti et al. [38] ont décrit 67,2 % d'ossifications hétérotopiques dans une étude de 134 PTH non cimentées totalement recouvertes d'hydroxyapatite. Kromann-Andersen et al. [39] ont observé 71 % d'ossifications avec des PTH cimentées de type Charnley. Duck et Mylod [40] ont relevé 67 % d'ossifications pour des PTH cimentées et 55 % pour celles non cimentées. Nous avons identifié au moins deux facteurs propices aux ossifications hétérotopiques dans notre série. D'une part, la voie d'abord antérolatérale de Watson-Jones, comme toutes les voies antérieures ou latérales, semble favoriser ce phénomène [41–43], même si les différences observées ne sont pas significatives [44]. D'autre part, aucune prophylaxie à base d'anti-inflammatoires non stéroïdiens (AINS) n'a été administrée, alors que l'effet préventif de certains AINS contre les ossifications est aujourd'hui avéré [44,45]. En revanche, il paraît difficile d'incriminer les rôles anatomiques utilisées dans cette série, puisque celles-ci présentent une surface peu agressive (sans picots) destinée uniquement à enlever l'excès d'os spongieux et non à aléser le canal fémoral. On remarque par ailleurs que l'incidence des ossifications hétérotopiques dans notre série était plus élevée chez les hommes que chez les femmes, une tendance déjà observée dans d'autres études [44,46].

Finalement, il faut relever que dans notre série, la présence d'ossifications n'avait aucune influence sur les résultats fonctionnels et sur les douleurs, pas même pour les stades élevés. Cela confirme les observations de Delee et al. [47] mais contredit celles de Neal et al. [48,49].

L'incidence globale des luxations était légèrement supérieure à celle généralement rapportée pour des arthroplasties de première intention [50,51]. Le taux de luxations précoces (3,2 %) était, en revanche, inférieur à celui d'une étude de registre récente effectuée sur plus de 58 000 patients aux États-Unis (3,9 %) [52]. L'analyse individuelle des luxations n'a pas permis de mettre en évidence un facteur prépondérant d'origine clinique ou mécanique, bien qu'il subsiste une inconnue sur l'antéversion totale (tige et cupule) qui n'a pas pu être analysée comme le préconisent Jolles et al. [53]. En revanche, des éléments inhérents à l'étude tels que les critères d'inclusion étendus, l'âge moyen élevé des patients et le taux de suivi proche de 100 %, ont pu contribuer aux chiffres obtenus. Cela semble confirmé par la présence, dans tous les cas de luxations, de l'un ou de l'autre des facteurs de risque connus que sont un âge élevé (supérieur à 75 ans) ou une étiologie péjorative (ostéonécrose, statut post-traumatique).

Le faible taux de révision de l'implant fémoral peut s'expliquer par la forme anatomique de la tige SPS, mais surtout par la géométrie hélicoïdale originale de celle-ci. En effet, différentes études ont montré un taux de révision plus élevé (5–10 %) pour des tiges droites [54,55], mais également pour des prothèses anatomiques, telles que la *porous coated anatomic* (PCA) [22,56–59].

La courbe de survie de l'implant acétabulaire est également excellente. La présence de kystes ou de condensation autour de la cupule ne s'accompagne pas de manifestations cliniques. Charnley et Halley [60] reconnaissent que l'usure du polyéthylène est un facteur déterminant dans le succès d'une PTH à long terme. Il est communément admis dans la littérature qu'une usure moyenne de 0,1 mm/an est acceptable. Notre taux d'usure du polyéthylène à cinq ans était faible. Cela peut provenir de l'âge élevé des patients de la série, mais peut aussi être favorisé par une meilleure transmission des contraintes au niveau du polyéthylène. Il serait intéressant de suivre l'évolution de l'usure du polyéthylène à plus long terme. Les études menées sur la tige anatomique

Anatomique Benoist Girard, Howmedica (ABG) avec un recul de six ans montrent de fréquentes révisions de cupules en raison d'une usure prématurée du polyéthylène et de phénomènes d'ostéolyse [27–30]. Dans notre étude, une seule reprise de cupule a été répertoriée pour luxations itératives, sans lien avec une usure du polyéthylène.

## Conclusion

La tige anatomique SPS, avec son concept original d'hélictorsion, a été conçue dans le but d'obtenir un remplissage métaphysaire efficace avec une fixation de l'implant sur des zones d'appui préférentielles. Cela doit avoir pour conséquence une amélioration du remodelage et de la fixation osseuse, ainsi qu'une diminution des douleurs de cuisse. Dans cette série homogène et continue de 176 PTH, nous avons montré, à cinq ans de recul, que nous obtenons de bons résultats cliniques et des scores radiologiques satisfaisants avec cet implant. Ces résultats prometteurs méritent d'être confortés par une étude à plus long terme.

## Remerciements

Les auteurs tiennent à remercier Christine Maujean, Laurence Berthier, Daniel Bérard et Julie Ledieu pour leur précieuse collaboration.

## Références

- [1] Ragab AA, Kraay MJ, Goldberg VM. Clinical and radiographic outcomes of total hip arthroplasty with insertion of an anatomically designed femoral component without cement for the treatment of primary osteoarthritis. *J Bone Joint Surg (Am)* 1999;81:210–8.
- [2] Judet R, Siguier M, Brumpt B, Judet T. A noncemented total hip prosthesis. *Clin Orthop* 1978;137:76–84.
- [3] Lord G, Marotte JH, Blanchard JP, Guillaumon JL, Gory M. Pour un ancrage biologique sans ciment des arthroplasties totales de hanche: premier bilan de 200 prothèses madrporiques. *Rev Chir Orthop* 1978;64(Suppl. 2):5–13.
- [4] Sumner DR, Galante JO. Determinants of stress-shielding: design versus materials versus interface. *Clin Orthop* 1992;274:202–12.
- [5] Cristofolini L. A critical analysis of stress shielding evaluation of hip prostheses. *Crit Rev Biomed Eng* 1997;25:409–83.
- [6] Bands R, Pelker RR, Shine J, Bradburn H, Margolis R, Leach J. The noncemented porous coated total hip prosthesis. *Clin Orthop* 1991;269:209–19.
- [7] Engh CA, Bobyn JD. Biological fixation in total hip arthroplasty. Thorofare, NJ, Slack. 1985.
- [8] Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH. Porous-coated hip replacement: the factors governing bone ingrowth, stress-shielding, and clinical results. *J Bone Joint Surg (Am)* 1987;69:45–55.
- [9] Galante JO, Jacobs J. Clinical performances of ingrowth surfaces. *Clin Orthop* 1992;276:41–9.
- [10] Plasencia Arriba MA. Remodelación ósea periprotésica con vástagos femorales no cementados. *Rev Orthop Traumatol* 2001;45:65–76.
- [11] Bauer TW, Geesink RC, Zimmerman R, Mc Mahon JT. Hydroxyapatite-coated femoral stems: Histological analysis of components retrieved at autopsy. *J Bone Joint Surg (Am)* 1991;73:1439–52.
- [12] Furlong RJ, Osborn JF. Fixation of hip prostheses by hydroxyapatite ceramic coatings. *J Bone Joint Surg (Am)* 1991;73:741–5.
- [13] Geesink RG, de Groot K, Klein CP. Chemical implant fixation using hydroxyl-apatite coatings: the development of a human total prosthesis for chemical fixation to bone using hydroxyl-apatite coatings on titanium substrates. *Clin Orthop* 1987;225:147–70.
- [14] Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Am)* 1969;51:737–55.
- [15] Gruen TA, Mcneice GM, Amstutz HC. "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components. A radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop* 1979;141:17–27.
- [16] Johnston RC, Fitzgerald Jr RH, Harris WH, Poss R, Muller ME, Sledge CF. No abstract. Clinical and radiographic evaluation of total hip replacement. A standard system of terminology for reporting results. *J Bone Joint Surg Am* 1990 Feb;72(2): 161–8.
- [17] Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Riley LH. Ectopic ossification following total hip replacement. *J Bone Joint Surg (Am)* 1973;55:1629–32.
- [18] Engh CA, Massin P, Suthers KE. Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components. *Clin Orthop* 1990;257:107–28.
- [19] Epinette JA, Geesink R, et le groupe Agora. Proposition d'un nouveau système d'évaluation radiologique des prothèses fémorales non cimentées: le score ARA. In: *Hydroxyapatite et prothèses articulaires*. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, 1994, 50, p. 107–20. Paris, Elsevier.
- [20] Delee JC, Charnley J. Radiological demarcation of cemented socket in total hip replacement. *Clin Orthop* 1976;121:20–32.
- [21] Kaplan EL, Meier P. Nonparametric estimation from incomplete observations. *J Am Stat Assoc* 1958;53:457–81.
- [22] Heekin RD, Callaghan JJ, Hopkinson WJ, Savory CG, Xenos JS. The porous-coated anatomic total hip prosthesis, inserted without cement. *J Bone Joint Surg (Am)* 1993;75:77–91.
- [23] Garcia Araujo C, Fernandez Gonzalez J, Tonino A. Rheumatoid arthritis and hydroxyapatite-coated hip prostheses. *J Arthroplasty* 1998;13:660–7.
- [24] Mont M, Yoon TR, Krackow A, Hungerford DS. Clinical experience with a proximally porous-coated second generation cementless total hip prosthesis. Minimum 5-year follow-up. *J Arthroplasty* 1999;14:930–9.
- [25] Tonino AJ, Rahmy AI. The hydroxyapatite-ABG hip system. 5- to 7-year results from an international multicentre study. *J Arthroplasty* 2000;15:274–82.
- [26] Giannikas KA, Din R, Sadiq S, Dunningham TH. Medium-term results of the ABG total hip arthroplasty in young patients. *J Arthroplasty* 2002;17:184–8.
- [27] Rogers A, Kulkarni R, Downes EM. The ABG hydroxyapatite-coated hip prosthesis. One hundred consecutive operations with average 6-year follow-up. *J Arthroplasty* 2003;18:619–25.
- [28] Theis JC, Ball C. Medium-term results of cementless hydroxyapatite-coated primary total hip arthroplasty: a clinical and radiological review. *J Orthop Surg* 2003;11:159–65.
- [29] Blacha J. High osteolysis and revision rate with the hydroxyapatite-coated ABG hip prostheses. *Acta Orthop Scand* 2004;75:276–82.
- [30] Duffy P, Sher JL, Partington PF. Premature wear and osteolysis in an HA-coated, uncemented total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Br)* 2004;86:34–8.
- [31] Nourrissat C, Asencio G, Berteaux D. Résultats de la prothèse totale de hanche ABG. In: *Symposium SFHG 2004: prothèses totales de hanche avant 50 ans*. *Rev Chir Orthop* 2005;91:363–64.
- [32] Rothman RH, Cohn JC. Cemented versus cementless total hip arthroplasty: A critical review. *Clin Orthop* 1990;254:153–69.

- [33] Skinner H, Curlin F. Decrease pain with lower flexural rigidity of uncemented femoral prostheses. *Orthopedics* 1990;13:1223–8.
- [34] Domb B, Hostin E, Mont M, Hungerford D. Cortical strut grafting for enigmatic thigh pain following total hip arthroplasty. *Orthopedics* 2000;23:21–4.
- [35] Lavernia C, D'apuzzo M, Hernandez V, Lee D. Thigh pain in primary total hip arthroplasty. The effect of elastic moduli. *J Arthroplasty* 2004;19(Suppl. 2):10–6.
- [36] Brown TE, Larson B, Shen F, Moskal JT. Thigh pain after cementless total hip arthroplasty: evaluation and management. *J Am Acad Orthop Surg* 2002;10:385–92.
- [37] Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, Yew D, Granberry WM, Tullos HS. The anatomic basis of femoral component design. *Clin Orthop* 1988;235:148–65.
- [38] Kasetti RJ, Shetty AA, Rand C. Heterotopic ossification after uncemented hydroxyapatite-coated primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2001;16(8):1038–42.
- [39] Kromann-Andersen C, Sorensen TS, Hougaard K, Zdravkovic D, Frigaard E. Ectopic bone formation following Charnley hip arthroplasty. *Acta Orthop Scand* 1980;51:633–8.
- [40] Duck HJ, Mylod AG. Heterotopic bone in hip arthroplasties: cemented versus noncemented. *Clin Orthop* 1992;282:145–53.
- [41] Kjaersgaard-Andersen P, Ritter MA. Prevention of formation of heterotopic bone after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Am)* 1991;73:942–7.
- [42] Pai VS. Heterotopic ossification in total hip arthroplasty: the influence of the approach. *J Arthroplasty* 1994;9:199–202.
- [43] Horwitz BR, Rockowitz NL, Goll SR, Booth RE, Balderston RA, Rothman RH, et al. A prospective randomized comparison of two surgical approaches to total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1993;291:154–63.
- [44] Vastel L, Kerboull L, Kerboull M. Ossifications péri-prothétiques de hanche: facteurs de risque et mode de prévention. *Rev Rhum* 1998;65:260–6.
- [45] Neal B, Rodgers A, Clark T. A systematic survey of 13 randomized trials of non-steroidal anti-inflammatory drugs for the prevention of heterotopic bone formation after major hip surgery. *Acta Orthop Scand* 2000;71:122–8.
- [46] Eyb R, Zweymüller K. Periarticular ossifications following implantation of cement-total hip endoprotheses of the Zweymüller-Endler type. *Orthop Ihre Grenzgeb* 1985;123:975–80.
- [47] Delee J, Ferrari A, Charnley J. Ectopic bone formation following low friction arthroplasty of the hip. *Clin Orthop* 1976;121:53–9.
- [48] Neal B, Gray H, Macmahon S, Dunn L. Incidence of heterotopic bone formation after major hip surgery. *ANZ J Surg* 2002;72:808–21.
- [49] Neal B. Effects of heterotopic bone formation on outcome after hip arthroplasty. *ANZ J Surg* 2003;73:422–6.
- [50] Delaunay C, Migaud H. Arthroplastie totale de hanche du sujet actif de moins de 50 ans. *Rev Chir Orthop* 2005;91:351–74.
- [51] Hutten D, Langlais F. Luxations et subluxations des prothèses totales de hanche. In: *Prothèses totales de hanche. Les choix. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT*, 2005, 90, p. 370–417. Paris, Elsevier.
- [52] Phillips CB, Barrett JA, Losina E, Mahomed NN, Lingard EA, Baron JA. Incidence rates of dislocation, pulmonary embolism and deep infection during the first six months after elective total hip replacement. *J Bone Joint Surg (Am)* 2003;85:20–6.
- [53] Jolles BM, Zangger P, Leyvraz PF. Factors predisposing to dislocation after primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2002;17:282–8.
- [54] Martell JM, Pierson RH, Jacobs JJ, Rosenberg AG, Maley M, Galante JO. Primary total hip reconstruction with a titanium fiber-coated prosthesis inserted without cement. *J Bone Joint Surg (Am)* 1993;75:554–71.
- [55] Petersilge WJ, D'lima DD, Walker RH, Colwell CW. Prospective study of 100 consecutive Harris-Galante porous total hip arthroplasties. 4- to 8-year follow-up study. *J Arthroplasty* 1997;12:185–93.
- [56] Owen TD, Moran CG, Smith SR, Pinder IM. Results of uncemented porous-coated anatomic total hip replacement. *J Bone Joint Surg (Br)* 1994;76:258–62.
- [57] Kim YH, Kim VE. Early migration of uncemented porous coated anatomic femoral component related to aseptic loosening. *Clin Orthop* 1993;295:146–55.
- [58] Malchau H, Wang YX, Karrholm J, Herberts P. Scandinavian multicenter porous coated anatomic total hip arthroplasty study. Clinical and radiographic results with 7- to 10-year follow-up evaluation. *J Arthroplasty* 1997;12:133–48.
- [59] Xenos JS, Callaghan JJ, Heekin RD, Hopkinson WJ, Savory CG, Moore MS. The porous-coated anatomic total hip prosthesis, inserted without cement. A prospective study with a minimum of ten years of follow-up. *J Bone Joint Surg (Am)* 1999;81:74–82.
- [60] Charnley J, Halley DK. Rate of wear in total hip replacement. *Clin Orthop* 1975;112:170–217.