



Durées de vie de prothèses de hanche en biocéramiques soumises à des dégradations par chocs

Juliana Uribe, Jean Geringer, Bernard Forest, Laurent Gremillard, Jérôme
Chevalier

► To cite this version:

Juliana Uribe, Jean Geringer, Bernard Forest, Laurent Gremillard, Jérôme Chevalier. Durées de vie de prothèses de hanche en biocéramiques soumises à des dégradations par chocs. GFC 2010, Mar 2010, Saint-Etienne, France. 2010. <hal-01080617>

HAL Id: hal-01080617

<https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01080617>

Submitted on 7 Nov 2014

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Durées de vie de prothèses de hanche en biocéramiques soumises à des dégradations par chocs

Juliana URIBE^{1*}, Jean GERINGER¹, Bernard FOREST¹, Laurent GREMILLARD², Jérôme CHEVALIER²

¹ ECOLE NATIONALE SUPÉRIEURE DES MINES DE SAINT-ETIENNE, Centre Ingénierie et Santé, UMR CNRS 5146, IFR 143, 158 cours Fauriel, 42023 SAINT-ETIENNE

² UNIVERSITÉ DE LYON - INSA LYON, MATEIS, UMR CNRS 5510, 20 Avenue Albert Einstein, 69621 VILLEURBANNE

Résumé

Les prothèses de hanche visent à remplacer l'articulation coxo-fémorale. Les céramiques, notamment l'alumine, sont très utilisées pour la réalisation des têtes fémorales et des cupules cotyloïdiennes.

Grâce à une machine unique en Europe, on peut tester dans des conditions sévères, le comportement des prothèses de hanche soumises aux chocs, afin d'estimer leur durée de vie. Le cycle de force appliqué est un pic de force de 9 kN pendant 30 ms à une fréquence de 2 Hz. Les essais ont été menés à sec, articulation non lubrifiée, ou en solution (sérum bovin). L'ensemble tête-cupule est incliné à 45° pour respecter la position anatomique. Les prothèses étudiées sont en alumine. Les essais, doublés ou triplés selon le milieu, sont conduits jusqu'à 800000 cycles ou jusqu'à la rupture de la cupule. A sec, la rupture est intervenue pour 254000 ± 43000 cycles. En solution, aucune rupture n'a été observée après 800000 cycles. Des ruptures intergranulaire et intragranulaire ont été observées au Microscope Electronique à Balayage (MEB). Pour tous les essais, on met en évidence des bandes d'usure sur la tête, analogues à celles observées *ex vivo*. Cette dégradation est plus rapide pour les essais à sec qu'en solution. La rupture de la cupule se produit lorsque la bande d'usure supérieure est voisine de 4 mm. Les analyses de rugosité par Microscopie à Force Atomique (AFM) ont montré que, pour les zones non usées, $Ra-3D$ (rugosité 3D) = $9,1 \pm 5,1$ nm et pour les zones usées $Ra-3D = 277,9 \pm 29,4$ nm ; ces valeurs sont comparables avec celles mesurées *ex vivo*. Ces résultats valident la machine de chocs comme un dispositif qui permet de reproduire et de comprendre les mécanismes d'endommagement des prothèses de hanche en biocéramique. Enfin, ces travaux expérimentaux nous permettront d'obtenir des résultats de référence et de les comparer à ceux qui découleront d'investigations autour de la modélisation multi-échelles.

Introduction

L'âge, les maladies articulaires ou les accidents peuvent provoquer la dégradation des fonctions motrices. Les prothèses totales de hanche (PTH) visent à remplacer l'articulation coxo-fémorale, lui permettant un fonctionnement normal (Figure 1). En France, 120000 prothèses sont implantées chaque année. Année après année, le nombre de poses de PTH s'accroît sous le double effet du vieillissement de la population et de l'implantation de PTH chez des patients de plus en plus jeunes ; pour

limiter les ré-interventions chirurgicales, il est très important d'augmenter la durée de vie des prothèses.

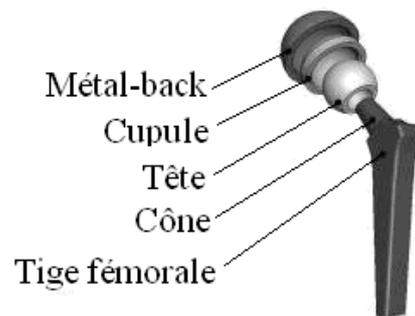


Figure 1. Prothèse totale de hanche.

Grâce à leur très bonne résistance à l'usure et à leur bon comportement mécanique, les céramiques, notamment l'alumine, sont très utilisées pour fabriquer des têtes fémorales et des cupules cotyloïdiennes. L'alumine est bioinerte et a une très bonne biocompatibilité.

Un des problèmes les plus fréquents après l'implantation d'une prothèse de hanche, est la production de débris d'usure. Ces débris perturbent le métabolisme cellulaire ; au final la résorption osseuse se produit, conduisant au descellement aseptique de la prothèse. Grâce à leur dureté, ce problème est moins fréquent avec les céramiques qu'avec d'autres matériaux tels que le polyéthylène à très haut poids moléculaire (UHMWPE, Ultra High Molecular Weight Polyethylene) ou les alliages métalliques. Des études *in vitro* ont montré que le volume d'usure des couples alumine-alumine peut être 2000 fois inférieur à celui de couples métal-polyéthylène [1].

Les céramiques sont fragiles et peuvent subir des fractures quand elles sont soumises à des dégradations par chocs. Grâce à des dispositifs, tels que le simulateur de marche et la machine de chocs, il est possible d'étudier le comportement des matériaux avant implantation et de reproduire *in vitro* le taux d'usure trouvé *in vivo*. De cette manière il est plus facile de comprendre les mécanismes de dégradation des matériaux, ce qui permet de les améliorer.

Biomécanique de l'articulation coxo-fémorale

Le comportement tribologique des prothèses de hanche découle de la biomécanique de cette articulation. Le cycle normal de marche a une durée d'une seconde environ et présente un pic de force important pendant le contact talon-sol (Figure 2a) [2]. Quand la hanche est remplacée par une prothèse, pendant la phase de balancement de la

jambe, une petite séparation entre la tête et la cupule peut intervenir (Figure 3). Cette séparation est de l'ordre du millimètre et est appelée décoaptation. Lors du contact du talon avec le sol, en raison de cette décoaptation, se produit un choc entre la tête et la cupule (Figure 2b) avec une force qui peut atteindre jusqu'à 9 fois le poids du corps et d'une durée d'une dizaine de millisecondes.

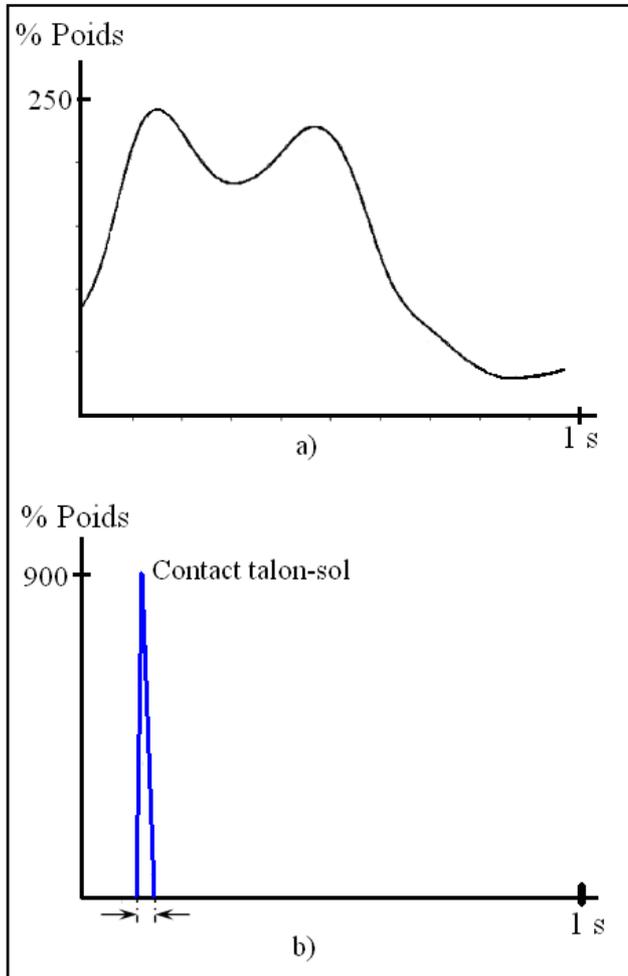


Figure 2. a) Cycle de marche normal avec un double pic de force [2]. b) Pic de force pendant l'appui talon-sol d'une durée totale de 30 ms.

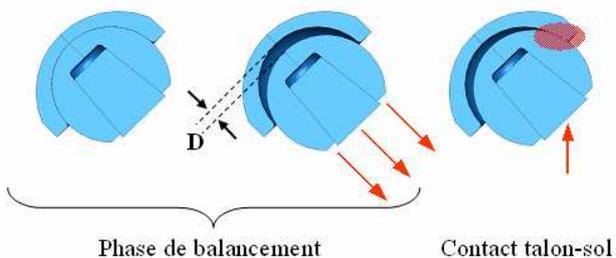


Figure 3. Décoaptation pendant la phase de balancement de la jambe [3,4].

Partie expérimentale

Dispositif expérimental

Le dispositif utilisé est une machine de chocs unique en Europe (Quiri), qui a été conçue uniquement pour tester les prothèses de hanche soumises à des chocs. Grâce à ce dispositif expérimental, il est possible d'étudier le comportement des prothèses de hanche dans des conditions sévères, afin d'estimer leur durée de vie. Cette machine a trois parties distinctes : un groupe hydraulique, un banc de test et une console de pilotage. Elle est constituée d'un vérin force et d'un vérin angle. Le vérin force permet d'appliquer une force verticale à la tête entre 0 à 10 kN. La durée pendant laquelle cette force est imposée peut varier entre 20 et 100 ms. La fréquence du cycle de force (nombre de chocs par seconde) est variable entre 0,1 et 5 Hz. Enfin la décoaptation, séparation tête-cupule, est maîtrisée en termes de déplacement.

Matériau

Les prothèses testées, tête et cupule, sont en alumine de diamètre 32 mm. Les caractéristiques de la tête et de la cupule sont résumées dans le tableau 1. Ces propriétés sont conformes à la norme ISO 6474.

	Taille de grain μm	Masse volumique g.cm^{-3}	Module d'Young GPa
Tête	1,49	3,97	402,0
Cupule	1,50	3,97	404,5

Tableau 1. Propriétés des matériaux testés.

Tests

Pour tester les prothèses en alumine dans des conditions sévères, le cycle de force appliqué est un pic de force de 9 kN pendant 30 ms à une fréquence de 2 chocs par seconde [4]. Ce test permet d'accélérer la dégradation des prothèses. L'ensemble tête-cupule est incliné à 45° pour respecter la position anatomique standard (Figure 4).

La cupule est impactée dans un métal-back qui est cimenté au support de la machine. Pour commencer un essai, la tête et la cupule ne sont pas mises en contact, de façon à avoir une décoaptation de 1,3 mm. Sur la tête s'applique ensuite le cycle de force de 9 kN.

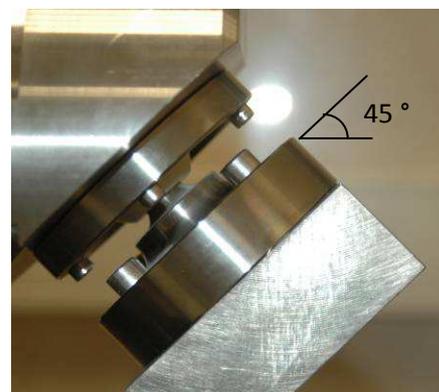


Figure 4. Machine de chocs. Vue de l'ensemble tête et cupule incliné de 45° par rapport à l'horizontale.

Les essais se déroulent à sec ou en solution. Pour les essais en solution, une enveloppe en silicone est installée autour de la tête et de la cupule. La solution utilisée est du sérum de veau fœtal dilué ($17,5 \text{ g.L}^{-1}$) et 1 g.L^{-1} d'azoture de sodium (selon la norme ISO 14242-1). Le sérum est constitué principalement de protéines qui se dégradent au cours du temps, en raison de l'oxydation. Ainsi, le sérum bovin est changé régulièrement pour éviter l'accumulation des protéines entre la tête et la cupule, ce qui pourrait entraîner un régime de lubrification différent. La température du milieu est maintenue à $36 \text{ °C} \pm 2$.

Les essais durent 800000 cycles, sauf rupture prématurée des matériaux testés.

Suivi de l'endommagement

Les têtes sont démontées tous les 50000 cycles pour suivre l'endommagement. A la fin de l'essai, chaque tête fémorale a été découpée et analysée en AFM, appareil Multimode Nanoscope IIIA (Digital Instruments/Veeco). 5 surfaces ont été analysées dans la zone usée (bandes supérieure et inférieure de la tête fémorale) et 5 dans la zone non usée.

Résultats et discussion

Pour tous les essais à sec et en solution, on met en évidence deux bandes d'usure sur la tête (Figure 5), analogues à celles observées *ex vivo* [5]. Les bandes se situent au niveau du contact du bord de la cupule avec la tête. La figure 6 montre la position des bandes d'usure.



Figure 5. Tête testée à sec. En noir, les limites de la bande d'usure.

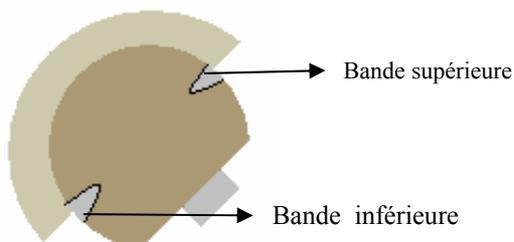


Figure 6. Ensemble tête-cupule. Localisation des bandes d'usure.

Caractérisation de l'endommagement

Les bandes d'usure sur les têtes ont été analysées par Microscopie à Force Atomique (AFM) afin de déterminer

le changement de rugosité de la surface (Figure 7). Ra-3D (rugosité 3D) est égal à $9,1 \pm 5,1 \text{ nm}$ dans les zones non usées et à $277,9 \pm 29,4 \text{ nm}$ dans les zones usées. Ces valeurs sont comparables avec celles mesurées *ex vivo* [6]. Pour toutes les mesures faites, on constate que la rugosité des zones usées est entre vingt et trente fois supérieure à la valeur initiale d'une tête non usée. Les valeurs de Ra-3D, pour les deux bandes, i.e. inférieure et supérieure, ne sont pas statistiquement différentes.

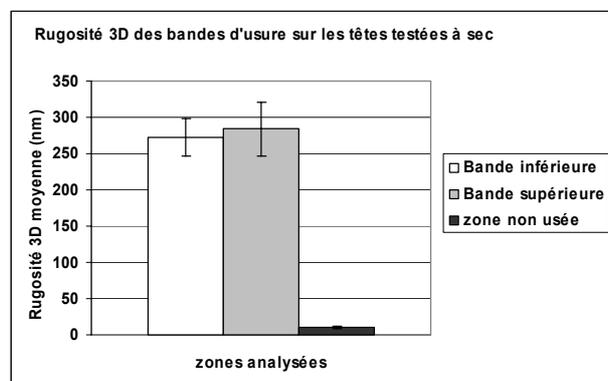


Figure 7. Rugosité des bandes d'usure sur les têtes fémorales, essais à sec.

Pour les essais à sec, la bande d'usure est mesurable dès les 50000 premiers cycles, alors qu'elle ne l'est qu'après plus de 100000 cycles pour les essais en solution.

A la fin des essais, les têtes testées à sec ont présenté une bande d'usure de plus de 4 mm en largeur pour 254000 cycles, pendant que les têtes des essais en solution ont présenté des bandes de largeur inférieure à 2 mm pour 800000 cycles (Figure 8). L'augmentation de la largeur de la bande d'usure, au cours de l'essai, est attribuée au choc puis au frottement.

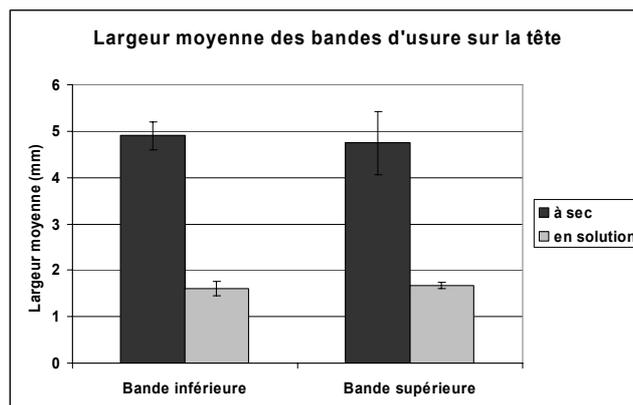


Figure 8. Largeur des bandes d'usure sur la tête fémorale mesurée à la fin des tests.

Pour les trois essais à sec, la cupule a cassé au niveau du bord inférieur (Figure 9). La cupule a cassé en plaquettes ce qui est lié à la fragilité de l'alumine. En moyenne, la rupture est intervenue pour 254000 ± 43000 cycles. Le tableau 2 montre les différents essais et le nombre de cycles avant la rupture.

Au sujet des bandes d'usure, une première hypothèse avait été formulée : en raison des rebonds de la tête fémorale, il

y aurait des impacts secondaires ‘libres’ au niveau des parties inférieures de la tête et de la cupule. Au vu des rugosités sensiblement égales des bandes inférieures et supérieures, une autre hypothèse consiste à considérer que, lors de la descente du vérin après le choc tête-cupule, le contact entre la tête et la cupule est sévère en raison de l’asservissement mécanique du vérin. L’endommagement de la tête, au niveau de la bande inférieure, serait ainsi dû principalement au pilotage du vérin, lors de sa descente. Ce dernier fait pourrait expliquer pourquoi les cupules cassent principalement dans la partie inférieure où le mouvement de la tête, solidarisée au vérin asservi, va engendrer des contraintes de tension au niveau de la cupule.

Enfin, la répétabilité des résultats, nombre de chocs à rupture, rugosité et largeur de bandes d’usure, montre que les assemblages tête-cupule sont assez précis pour ne mettre en évidence que les propriétés intrinsèques des matériaux testés.



Figure 9. Cupule en alumine testée à sec. Rupture au bord inférieur.

Environnement	À sec			En solution	
	1	2	3	1	2
Essai					
Force/Fréquence	9 kN / 2 chocs par seconde				
Décoaptation	1,3 mm				
Cycles avant rupture	245000	216000	300100	Pas de rupture après 800000 cycles	

Tableau 2. Tableau récapitulatif des essais.

Les débris des cupules cassées ont été analysés au Microscope Electronique à Balayage (MEB) afin de déterminer le type de rupture. Les essais à sec donnent comme résultat des ruptures intergranulaire et intragranulaire (Figure 10). En solution, aucune des deux cupules testées n’a cassé après 800000 cycles. La taille des débris est de moins d’1 mm à plusieurs mm. Néanmoins, pour confirmer la présence de débris plus petits, une étude détaillée (morphologique et statistique) devrait être faite. Des analyses cellulaires seront menées pour comprendre les mécanismes inflammatoires qu’implique la génération des débris.

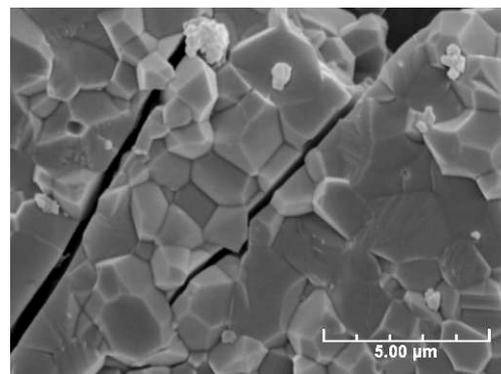


Figure 10. Image MEB d’un débris d’alumine. Rupture inter et intragranulaire.

Conclusions

Ces premiers résultats sur la dégradation par chocs des prothèses de hanche en alumine nous permettent de mettre en évidence les résultats suivants :

- La dégradation beaucoup plus lente de l’articulation artificielle tête-cupule en solution qu’à sec ; le sérum bovin joue un rôle extrêmement important dans le ralentissement de la dégradation des prothèses. Bien que les conditions de lubrification changent d’un patient à l’autre, le sérum bovin permet de faire des essais très proches de la réalité, comme le montre la comparaison avec des analyses *ex vivo*.
- La largeur des bandes d’usure sur la tête peut constituer un moyen indirect pour estimer l’endommagement de la cupule. La rupture de la cupule se produisant pour une largeur de bande supérieure à une valeur critique de 4 mm.
- Sur la surface des têtes fémorales, les rugosités des bandes inférieures et supérieures sont sensiblement égales. L’asservissement du vérin, sur lequel est fixée la tête, piloterait la dégradation de la cupule, à sec, étant donné que les énergies mises en jeu lors des contacts sont plus importantes qu’en solution.
- Les analyses AFM et la localisation des bandes d’usure, proches de la réalité, permettent de conclure que le dispositif expérimental de chocs met en jeu une partie des phénomènes caractéristiques de la dégradation réelle du couple tête-cupule en alumine.
- Avec ce type de tests, il a été possible de mieux comprendre les mécanismes d’endommagement par chocs de prothèses de hanche en alumine. Bien que l’alumine soit très résistante à l’usure, elle se dégrade par usure et se rompt quand elle est soumise à des chocs sévères.

Grâce à ce dispositif expérimental, nous pourrions tester de nouveaux matériaux, tels que les nouvelles générations de composites alumine-zircone. Ces tests, chocs et décoaptation, seront très discriminants pour valider de nouveaux matériaux en céramiques pour des applications orthopédiques.

Remerciements

Ce travail est soutenu par l'Agence Nationale de la Recherche, ANR, dans le cadre du projet intitulé 'Opt-Hip'. Les auteurs tiennent à remercier M. Nicolas Curt pour sa participation à la mise en place des essais sur la machine de chocs.

Références

- [1] R. Murali, S.F. Bonar, G. Kirsh, W.K. Walter, W.L. Walter. Osteolysis in third generation alumina ceramic on ceramic hip bearings with severe impingement and titanium metallosis. *Journal of Arthroplasty*, 23 (2008) 1240.e13-1240.e19
- [2] G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, G.N. Duda. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Biomechanics* 34 (2001) 859-871
- [3] D.A. Dennis, R.D. Komistek, E.J. Northcutt, J.A. Ochoa, A. Ritchie. *In vivo* determination of hip joint separation and the forces generated due to impact loading conditions. *Journal of Biomechanics* 34 (2001), 623-629
- [4] J. Hausselle, S. Drapier, J.Geringer, M. Dursapt, J. Stolarz, B. Forest. Modélisation de la croissance de défauts dans des cupules de prothèses de hanche en zircone soumises au phénomène de décoaptation. *Mécanique & Industries* 9 (2008) 153-158
- [5] E. A. Magnissalis, T. A. Xenakis, C. Zacharis. Wear of retrieved ceramic THA components-Four matched pairs retrieved after 5-13 years in service. *J. Biomed. Mater. Res. Appl. Biomater.* 58 (2001) 593-598
- [6] J.E. Nevelos, E. Ingham, C. Doyle, J. Fisher, A.B. Nevelos. Analysis of retrieved alumina ceramics components from Mittelmeier total hip prostheses. *Biomaterials* 20 (1999) 1833-1840