

Analyse par éléments finis du comportement mécanique d'une prothèse de hanche de type spacer

Hichem SALAH^{1*}, Bouziane Mohamed MOKHTAR^{1,2}, Smaïl BENBAREK¹, Belabbes BACHIR BOUIADJRA¹ et Boualem SERIER¹

¹LMPM, Département de Génie Mécanique, Faculté de Science et de technologie. Université Djilali Liabes-Sidi Bel Abbès. BP 89, Cité Ben M'hidi 22000 Sidi Bel Abbès. Algérie

²Département de Génie Mécanique, Faculté des Sciences de la Technologie, Université de Mustapha Stambouli de Massacra, Algérie.

*auteur correspondant : salah.03@live.fr

Résumé. La conception des prothèses de hanche a une influence sur la qualité du contact ciment-métal-os ainsi la résistance du ciment orthopédique. Les prothèses de hanche de type spacer sont les plus utilisées pour la révision des arthroplasties totales de hanche. Dans cette étude, la modélisation tridimensionnelle par la méthode des éléments finis est utilisée pour analyser le comportement mécanique de deux générations de prothèse de type spacer (non renforcée et renforcée). L'objectif le plus important dans la conception des spacers renforcés est de réduire les contraintes dans le ciment et dans le fémur. Dans ce travail, nous avons basé sur l'analyse statique par la sélection des charges maximales au cours de l'activité de la marche normale. Les résultats montrent que, les contraintes de Von Mises sont significativement réduites dans le ciment des spacers renforcés par le renfort plat et le renfort rond.

Mots-clés: Biomatériaux, Prothèse de hanche, Spacer, renfort, méthode des éléments finis

1. Introduction

Les prothèses de hanche de type spacer sont les plus utilisées pour la révision des arthroplasties totales de hanche [1]. La fracture du spacer non renforcé étant l'une des principales complications de cette intervention, il est donc nécessaire de renforcer sa structure afin de résister aux contraintes subies quotidiennement par la hanche du patient (Figure 2). Les conceptions commerciales des spacers peuvent être améliorées par l'implantation d'un renfort dur composé du matériau inerte (non réactif) [2]. Deux améliorations ont été apportées par l'équipe de T.Thielen, l'ajout d'une tige en Titane (Figure 3 b) ou d'un endosquelette fait d'une plaque en Titane (Figure 3 c). Le Titane est l'un des matériaux les plus utilisés en biomécanique, en raison de sa biocompatibilité, de sa grande résistance et de sa ductilité [3]. La méthode des éléments finis (MEF) est une technique de simulation avancée qui a été utilisée en biomécanique et en orthopédie depuis 1972 [4]. C'est un outil important utilisé dans la conception et l'analyse des arthroplasties totales de hanche et autres prothèses orthopédiques [5]. Dans cette étude, une modélisation tridimensionnelle (3D) par éléments finis a été sélectionnée pour étudier le comportement de deux générations du spacer: non renforcé et renforcé (avec renfort rond et avec renfort plat).

2. Modèle géométrique

Le but principal de la modélisation est d'analyser la distribution des contraintes dans les différents constituants de la prothèse (os, ciment et renfort). Le model choisi pour l'étude numérique (Figure 1), est celui du département d'orthopédie de l'hôpital universitaire de sarland Allemagne (tête de 50mm de diamètre, la tige longue de 100mm) [3]. Le renfort rond

modélisé sous forme d'une tige de 5mm de diamètre. Le renfort plat modélisé par un endosquelette (plaque), de 8 mm d'épaisseur (correspond à l'épaisseur ayant résisté aux plus grandes charges dans l'étude expérimentale de T. Thielen et al [3]). Les deux renforts ayant le même angle du col ($37,5^\circ$), sont centrés à l'intérieur du ciment (Figure 3).

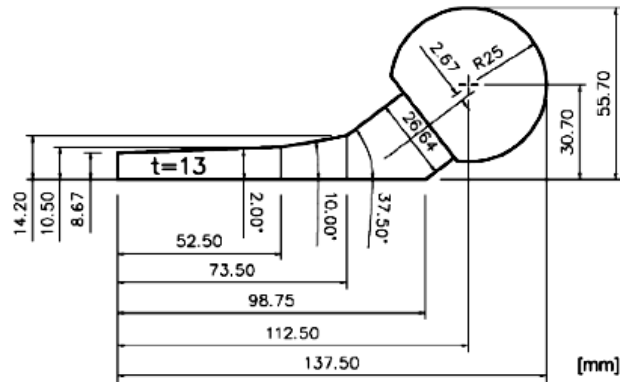


Figure 1: Dimensions en mm du spacer adopté par l'étude [3].

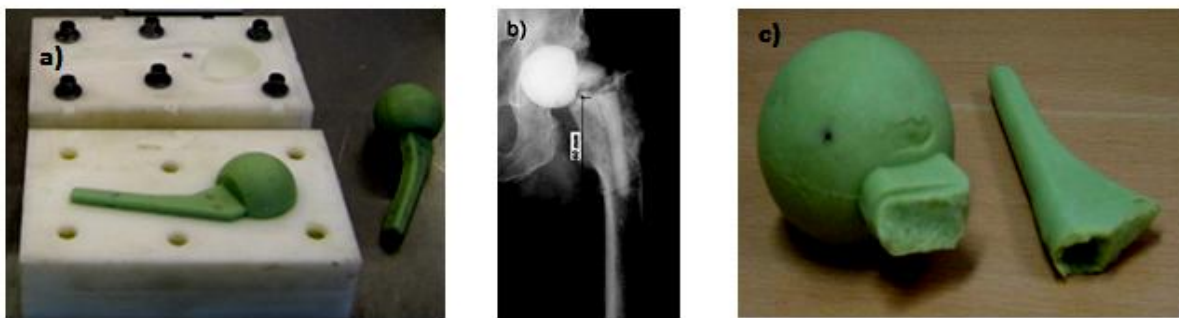


Figure 2: (a) Spacer. (b) Radiographie d'une fracture de spacer en PMMA au niveau du col [3]. (c) Spacer cassé [2].

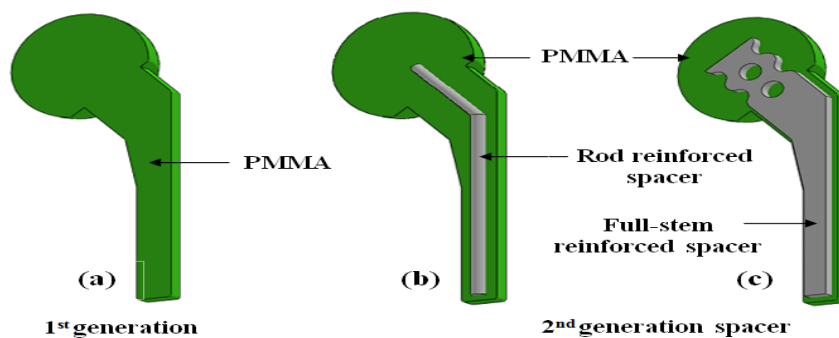


Figure 3: Différentes générations de spacer. a): spacer non renforcée; (b): spacer avec renfort rond; ($d = 5\text{mm}$), (c): spacer avec renfort plat (8 mm d'épaisseur).

Une modélisation tridimensionnelle est utilisée pour analyser le comportement mécanique de la prothèse. Les éléments utilisés pour le maillage de ce modèle sont tétraédriques, puisque la géométrie du fémur est irrégulière (Figure 4). Les éléments tétraédriques sont adaptés et ajustés aux limites des courbes anatomiques par rapport à des éléments hexaédriques. Les

propriétés mécaniques des constituants de deux générations de spacer dont le comportement est supposé élastique, linéaire et homogène sont indiquées dans le tableau 1.

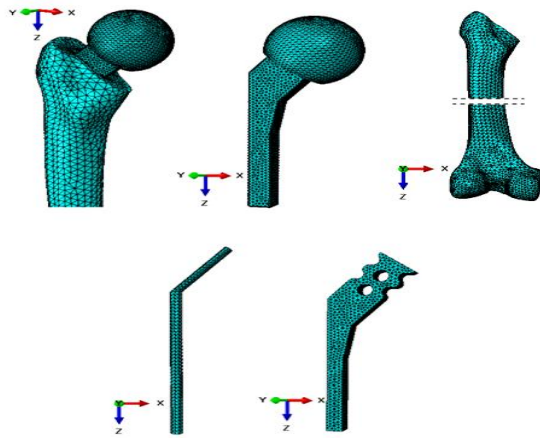


Figure 4: Maillage des trois constituants de l'assemblage (os, spacer, renfort).

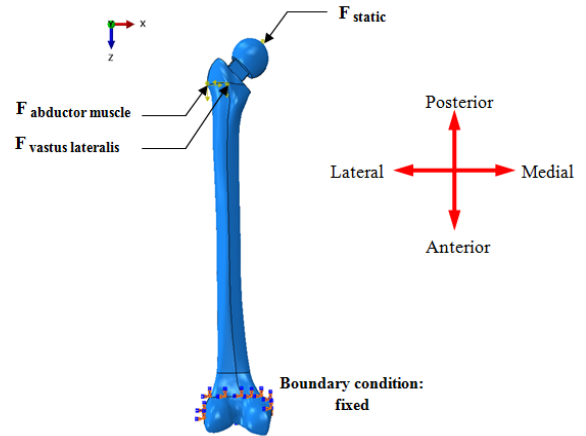


Figure 5: Conditions aux limites imposées à l'assemblage.

4. Conditions aux limites:

Dans cette étude, les forces de Bregmann [6] exercées sur la prothèse sont indiquées dans le tableau 2.

Les conditions aux limites appliquées sont:

- La fixation totale de l'extrémité inférieure du fémur [7].
- Une charge appliquée sur la tête de l'implant fémoral atteinte trois fois de la charge du corps humain (lors de l'activité de la marche normale).
- Deux charges sont appliquées dans la zone proximale du fémur [8] (force de muscle abducteur ; force de vastus latéralis) (Fig. 2).

Tableau 1 : Configuration de chargement maximal des principaux muscles (Bergmann, [14])

Force (N)	X	Y	Z
Force appliquée sur la tête de l'implant fémoral	-433.8	-263.8	-1841.3
Abducteur	465.9	34.5	695.0
Vastus Latérale	-7.2	-148.6	-746.3

Tableau 2 : Propriétés mécaniques des trois constituants spacer de hanche

	Matériaux	Module de Young E(MPa)	Coefficient de Poisson ν
Renfort	Titane (Ti-6Al4V)	110 000	0.3
Spacer	Ciment (PMMA)	2 700	0.35
Os	Cortical	16 200	0.36

5. Résultat et discussion

La répartition des contraintes dans les trois types de spacer a été analysée suivant les trois axes x, y, z. Les résultats de cette analyse sont illustrés dans la figure 6. Cette dernière montre le niveau et la répartition des contraintes de Von Mises dans le long des os, implants et des renforts sous l'effet des sollicitations mécaniques appliquées.

Nos résultats montrent que la répartition des contraintes de Von Mises le long des implants est non uniforme que ce soit le type de spacer, nous avons une forte concentration des contraintes au niveau de la face interne du col de la prothèse. La contrainte de Von Mises la plus élevée est observée au niveau du spacer non renforcé, elle est de l'ordre de 126 MPa, elle diminue à 80 MPa en cas de renfort rond, et jusqu'à 15 MPa pour le renfort plat. Nous remarquons aussi que ces contraintes sont mieux réparties dans le cas du renfort plat, ceci peut être expliqué par le fait que le renfort plat absorbe une très grande contrainte (le maximum est de l'ordre de 285 MPa dans le renfort) et il la répartit puis la transmet à l'os sur une plus grande surface. Pour l'os, La contrainte de Von Mises la plus élevée est observée au niveau du fémur avec spacer non renforcé, elle est de l'ordre de 84 MPa, elle diminue à 60 MPa en cas de renfort rond, et jusqu'à 59 MPa pour le renfort plat. La contrainte équivalente diminue considérablement au niveau de la métaphyse proximale.

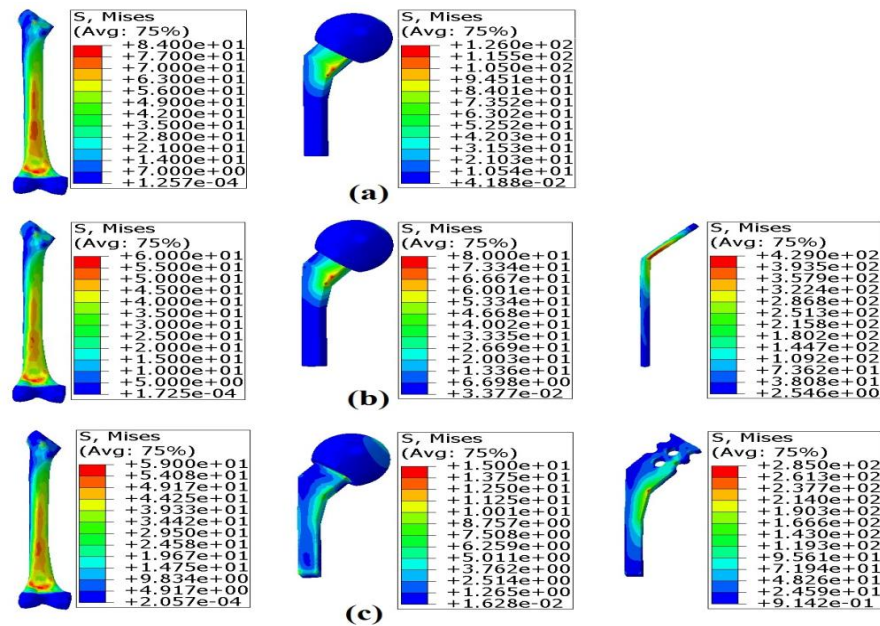


Figure 6 : La distribution des contraintes de von Mises dans l'os, ciment et renfort
 a): spacer non renforcée; (b): spacer avec renfort rond; (c): spacer avec renfort plat

La figure 7 présente la distribution des contraintes normales σ_x et σ_y et des contraintes de cisaillement (τ_{xy}) dans les trois différents spacer à l'interface os/implant.

Après la comparaison entre les contraintes notées dans le ciment de trois modèles de spacer, nous avons trouvé que la contrainte la plus élevée se localise au niveau du col de la prothèse. Par rapport au spacer non renforcé; la contrainte normale la plus élevée selon la direction x (σ_x) est réduite de 20% dans le spacer avec renfort rond et 85% dans la spacer avec renfort plat. La contrainte normale la plus élevée selon la direction y (σ_y) est réduite de 20% dans le spacer avec renfort rond et 75% dans le spacer avec renfort plat. La contrainte de cisaillement la plus élevée (τ_{xy}) est réduite de 62% dans la prothèse avec renfort rond et 87% dans la prothèse avec renfort plat

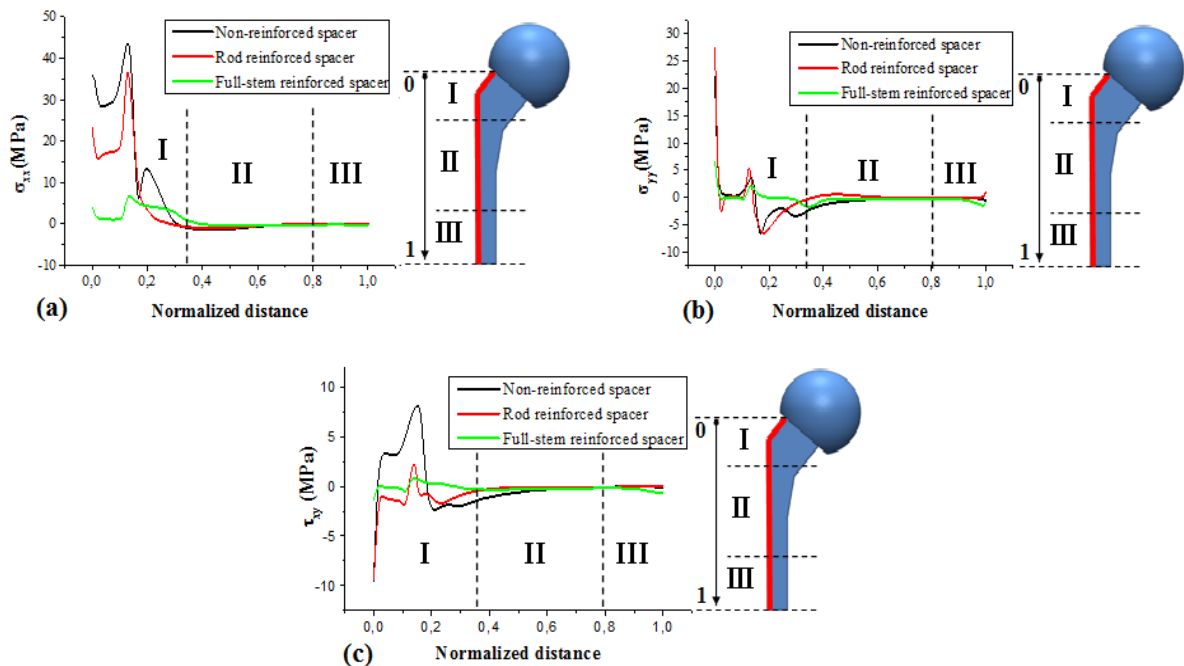


Figure 7 : La distribution des contraintes dans les trois différents spacers à l'interface Os/implant (a): contrainte normale " σ_x "; (b): contrainte normale " σ_y "; (c): contrainte de cisaillement " τ_{xy} "
I: zone proximale; II: zone médiane, III: zone distale.

Le PMMA est considéré comme le seul matériau utilisé actuellement pour fabriquer l'implant de la prothèse de type spacer. Les propriétés mécaniques du ciment orthopédique sont des clés importantes pour réussir la chirurgie et l'utilisation ultérieure de l'articulation ainsi de son comportement lors du chargement complexe dû au cours de l'activités humaine. Autrement, les propriétés mécaniques des interfaces ciment-os et ciment-métal sont affectés par les distributions non homogènes. Il existe de nombreux rapports dans la littérature sur les spacers [9-11], mais à ce moment, on a quelques auteurs ont étudié la résistance mécanique des spacers [12]. Deux auteurs ont examiné la résistance mécanique des spacers renforcé et non renforcé [13,14].

La méthode des éléments finis (FEM) est une technique de simulation avancée, elle est utilisée dans la biomécanique orthopédique depuis nombreuses décennies. C'est un outil important pour la conception et l'analyse des arthroplasties totales ainsi d'autres dispositifs orthopédiques. L'analyse et la modélisation par éléments finis présentent une approche de conception non-destructive pour os-implant de prothèse de hanche. Il permet à de nombreux complexes scénarios de simulation qui sont étudiés dans l'environnement de l'ordinateur avant la prothèse est effectivement appliquée sur le patient. Cela permettra de gagné du temps pour la conception ainsi prévenir les endommagements permanents causés par la mise en œuvre de la prothèse de hanche. La durabilité de la prothèse est liée à la répartition des contraintes dans l'ensemble des éléments de la prothèse de hanche, et particulièrement dans le ciment qui représente le maillon le plus faible dans la chaîne renfort-ciment-os. A cet effet, les fortes contraintes insupportables par le patient peuvent entraîner la rupture de la prothèse. Ainsi, même si le spacer préformé est facilement disponible, il se manque d'adaptabilité et donc la production intra opératoire du ciment doit être encore améliorée pour satisfaire toutes les exigences [3].

6. Conclusion :

L'objectif de cette étude est l'analyse du comportement mécanique de deux générations de spacer (spacer non renforcé et spacer renforcé), nous avons étudié la répartition des contraintes pour chaque composant de la prothèse. Cette distribution peut donner une idée précise sur le descellement de spacer et par conséquent la durée de vie de la prothèse peut être prédite.

Les résultats obtenus conduisent aux conclusions suivantes:

- L'ajout d'un renfort dur composé au spacer cimenté augmente la résistance de la prothèse de hanche.
- Le spacer avec renfort plat est plus résistant que le spacer avec renfort rond.
- Pour tous les différents type de spacers étudiés, la contrainte la plus élevée est notée dans la partie du col de l'implant.

References

1. R.J. Deshmukh, K. Thevarajan, C.S. Kok, N. Sivapathasundaram, S.V. George. An intramedullary: cement spacer in total hip arthroplasty. *Journal of Arthroplasty* (1998) Feb;13(2) 197-9
2. R. Rajesh Botchu, K.J. Anwar, Ravikumar. Fractured cement spacers—a report of two cases. *The Iowa Orthopaedic Journal* (2009) Volume 29 17-18
3. T. Thielen, S. Maas, A. Zuerbes, D. Waldmann, K. Anagnostakos, J. Kelm. Development of a reinforced PMMA-based hip spacer adapted to patients' needs. *Medical Engineering & Physics* 31 (2009) 930–936
4. W. Brekelmans, H. Poort, T. Sloof, A new method to analyse the mechanical behavior of skeletal parts. *Acta Orthop Scand* 43: (1972) 301–17.
5. K. Oguz, E. Bulent, The effects of static, dynamic and fatigue behavior on three-dimensional shape optimization of hip prosthesis by finite element method (2007) 2269-2277.
6. G. Bergmann, 2001, “HIP98”, Free University, Berlin, ISBN 3-9807848-0-0.
7. G.N. Duda et al: Influence of Muscle Forces on Femoral Strain Distribution. *Journal of Biomechanics* (1998), Vol. 31, pp. 841-846.
8. A. Rohlmann et al: Finite element analysis and experimental investigation in a femur with hip endoprosthesis. *Journal of Biomechanics* (1983) Vol 16, 727–742.
9. P-H. Hsieh, L-H. Chen, C-H. Chen, M.S. Lee, W-E. Yang, C-H. Shih, Two-stage revision hip arthroplasty for infection with a custom-made, antibiotic-loaded, cement prosthesis as an interim spacer. *J Trauma Injury Infect Crit Care* (2004); 56: 1247–52.
10. M. Leunig, E. Chosa, M. Speck, R. Ganz, A cement spacer for two-stage revision of infected implants of the hip. *Int Orthop* (1998); 22: 209–14.
11. E. Meani, C. Romanò, L. Crosby, G. Hofmann, Infection and local treatment in orthopedic surgery. Berlin: Springer Verlag; (2007).
12. V. Carrero, M. Honl, Mechanischer Test eines Knochenzementspacers für die Revisionshüftendoprothetik. *DePuy Prüftestbericht* (2000).
13. M. Baleani, F. Traina, A. Toni. The mechanical behaviour of a pre-formed hip spacer. *Hip Int* (2003); 13:159–62.
14. C. Schoellner, S. Fuerderer, J.D. Rompe, A. Eckardt, Individual bone cement spacers (IBCS) for septic hip revision—preliminary report. *Arch Orthop Trauma Surg* (2003); 123:254–9.