

Analyse tridimensionnelle de la Localisation des Défauts sur le Comportement Mécanique du Ciment Osseux liant la cupule à l'os

L. Zouambi^{1, 2}, H.Fekirini¹, B. Serier¹

1. LMPM, Département de génie mécanique, Université de Sidi Bel Abbes, Sidi Bel Abbes 22000, Algerie,

2. Centre Universitaire de Relizane, 48000, Algerie

Résumé

L'objectif de ce travail est d'analyser, par la méthode des éléments finis avec le code de calcul Abaqus, le niveau de contraintes dans le PMMA qui lie la prothèse à l'acétabulum et les effets d'interaction inter-cavités sur le comportement mécanique du ciment orthopédique. L'interface et les bords libres sont des sièges de concentration de contraintes. Dans ces sites, nous avons supposé la localisation de cavités. L'interaction de champs de contraintes de ces défauts avec le bord libre et l'interface ciment-os engendre une concentration importante des contraintes en cisaillement s'amorçant généralement aux bords libres de la structure et menant ainsi à la rupture et descellement de la prothèse.

Mots clés: *contrainte équivalente de Tresca, contraintes de cisaillement, ciment osseux, bord libre, micro-cavité, méthode des éléments finis.*

1. Introduction

Dans l'arthroplastie totale de hanche, la rupture du ciment et son descellement prématuré sont directement liés à la résistance du ciment, qui agit en tant qu'interface entre l'os et le composant prothétique. Le choix fait par le chirurgien s'accorde avec l'âge du patient et la qualité de l'appui osseux [1]. Le ciment doit réduire au minimum le transfert de charge à l'os et permettre la diffusion des antibiotiques pour la réduction du risque d'infection. La satisfaction de cette dernière propriété exige une certaine densité de porosités jouant le rôle de chemin de transport de ces médicaments. Mais, au point de vue mécanique, elle peut être préjudiciable si ces porosités se présentent localement dans la région de concentration de contraintes pouvant ainsi conduire à la rupture du ciment par effet d'entaille [2].

2. Méthode et analyse

2.1 Modèle géométrique et propriétés

Le modèle analysé (Fig. 1) de l'acétabulum reconstruit est composé de l'os cortical qui est la couche externe d'une épaisseur de 0.9mm [3], l'os spongieux a été fusionné dans l'os cortical. Une cupule de polyéthylène de 10mm d'épaisseur est liée à l'os par le ciment orthopédique

(PMMA) de 56 mm de diamètre et de 2mm d'épaisseur [4].

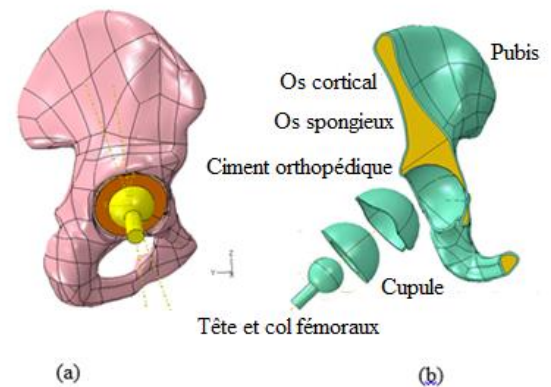


Fig. 1: Composition de l'acétabulum reconstruit. Vue latéro-médiale du modèle, (b) Vue antéro-postérieure des pubis et composantes acétabulaires.

Tableau 1 [5] donne les propriétés élastiques des cinq matériaux : tête fémorale, cupule, ciment, os cortical et spongieux.

Composantes de la prothèse	Module de Young (MPa)	Coefficient de Poisson
Os cortical	17000	0.3
Os spongieux	1à132	0.2
Os sous -chondral	2000	0.3
Cupule UHMWPE	700	0.3
Alliage Titane	210000	0.3
Ciment osseux (PMMA)	2300	0.3

2.2 Conditions aux limites

Nous avons opté pour le poids corporel moyen était de 747 N, la force maximale moyenne est égale à 1921N équivalent à 257% BW [6]. Les composantes (F_x , F_y , F_z) dans l'analyse statique ont été mesurées dans le système de coordonnées x ; y ; z du ciment (Fig. 2d). Elle est transmise par la tête fémorale au ciment à travers la cupule acétabulaire. L'axe z est la ligne médiane idéalisée droit du fémur; x est perpendiculaire à z et parallèle au plan transversal, l'axe y est dans la direction antéro-postérieure. Des nœuds à l'articulation sacro-iliaque et au pubis symphysaire ont été fixés [3], [7] (Fig. 2c). Les contacts os/ciment et ciment/cupule sont entièrement liés. L'interface tête fémorale/cupule ayant un coefficient de frottement de 0.25 [8]. Nous avons assumé que ce contact

à un comportement tangentiel. Le modèle d'élément fini a été développé à partir du code commercial ABAQUS [9] d'un os pelvien droit. Les éléments employés pour le maillage de la structure sont des éléments tétraédriques à 4 nœuds. Au total, il y a 23541 nœuds et 110919 éléments tétraédriques linéaires de type C3D4 (Fig. 2e).

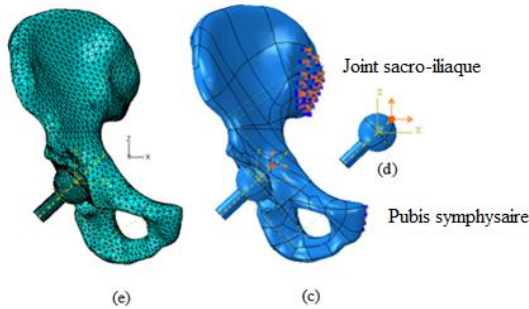


Fig. 2: Vue Antéro-postérieure du modèle (c) Conditions aux limites et directions des forces appliquées au centre de la tête fémorale, (d) Les trois composantes de la force : médiale (Fx)-ventrale (Fy)-proximale (Fz) à la tête fémorale (e) Maillage du modèle du pubis et les composants acétabulaires.

3. Résultats

Une analyse numérique tridimensionnelle de la distribution et du niveau des contraintes de cisaillement et de celle équivalente de Tresca induite dans le ciment orthopédique liant la cupule à l'os sous l'effet du poids du patient a été menée (Fig. 3).

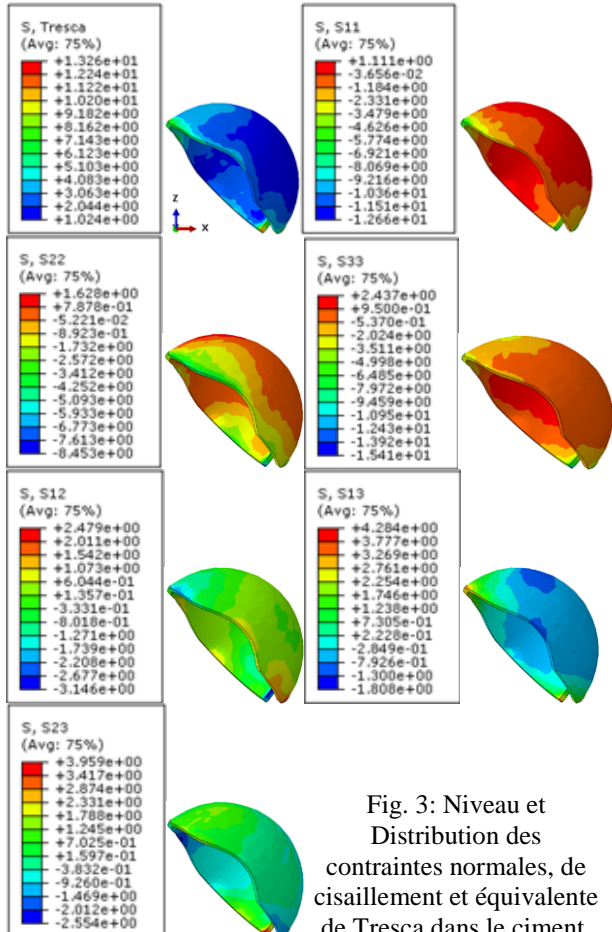


Fig. 3: Niveau et Distribution des contraintes normales, de cisaillement et équivalente de Tresca dans le ciment.

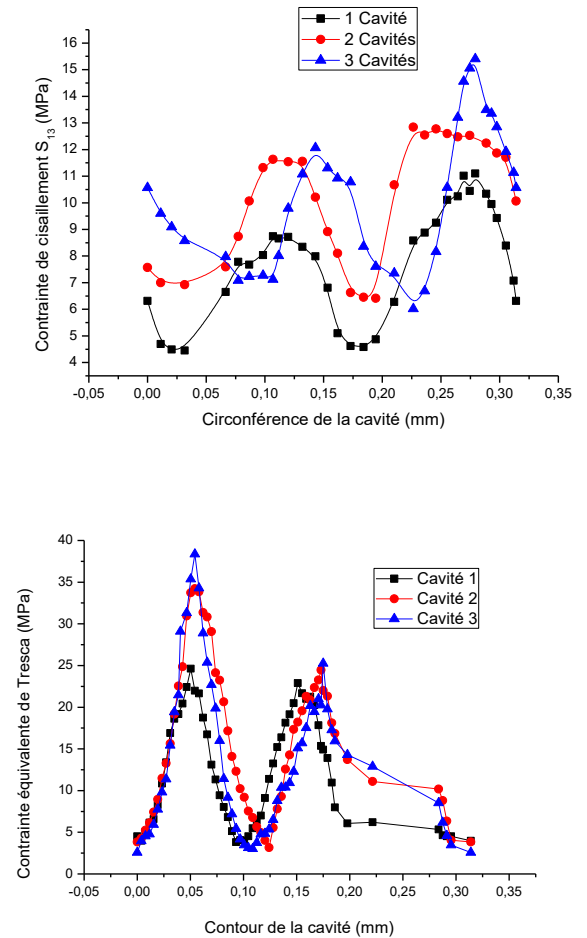
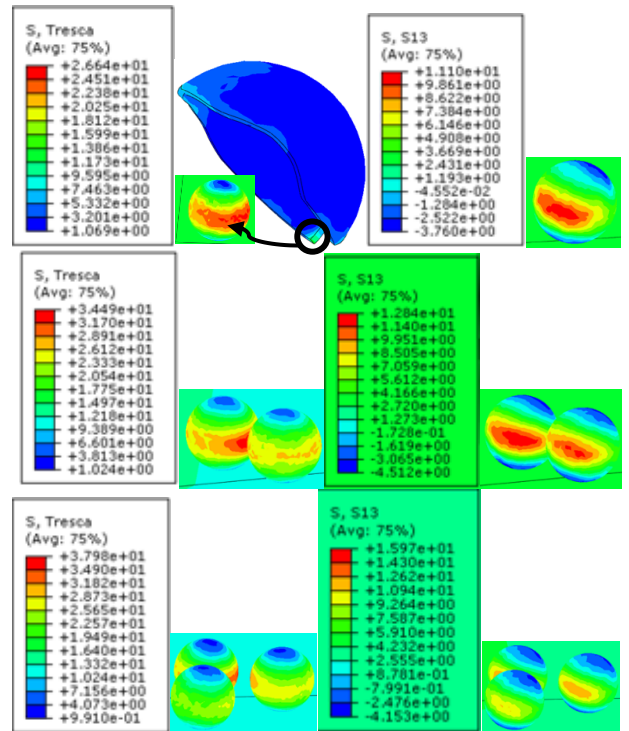


Fig 4 : Distribution et le niveau de contraintes de cisaillement et de Tresca dans le ciment et autour de la micro-cavité située près du bord libre du ciment.

La figure 3 montre que ces contraintes ne sont pas réparties de façon homogène dans le ciment. Il existe donc des zones de ce liant qui sont fortement sollicitées et localisées près du bord à l'interface avec l'os sont le siège de concentration de contraintes. Les contraintes de cisaillement sont les plus importantes et sollicitent le ciment au bord libre du ciment. C'est dans cette zone que nous avons supposé l'existence des micro-cavités.

La figure 4 montre la distribution et le niveau des contraintes ; équivalente et de cisaillement la plus dangereuse S_{13} ; autour de la cavité située au voisinage proche du bord libre de la structure. Ces contraintes sont clairement intenses autour de ce défaut présentant deux maxima dont le niveau croît fortement avec l'introduction d'une deuxième et troisième cavité. Un rapprochement des micro-cavités induit dans le ciment des contraintes de fortes amplitudes. D'un tel comportement peut résulter l'interconnexion des cavités pouvant conduire à une grande probabilité de rupture du ciment et donc le descellement de la prothèse.

4. Conclusion

Nos résultats montrent que l'interface ciment-os est le siège de concentration de contraintes dans le ciment chirurgical; la présence de cavité dans le ciment concentre les contraintes par effet d'entaille et le niveau de ces contraintes dépend de la localisation de la cavité dans le ciment.

Les résultats obtenus montrent que la distribution et la fraction volumique des cavités joue un rôle déterminant sur le comportement mécanique du ciment orthopédique. Si la présence de cavitation dans ce liant est une nécessité pour le transport des antibiotiques, elle favorise sa fragilisation par effet d'entaille. En effet, le niveau des contraintes équivalentes de Tresca induites dans ce matériau entre ces cavités dépend non seulement de la localisation de ces défauts mais également de leur fraction volumique. Ce niveau, en fonction de ces deux paramètres, dépasse parfois le seuil de rupture en cisaillement du ciment. Ces contraintes conduisant ainsi à l'amorçage de fissures émanant de ces cavités et à leur propagation ce qui constitue un risque de rupture et descellement de la prothèse.

Références

- [1] D. Foucat, *Effets de la présence d'un grillage métallique au sein du ciment de scellement des cupules des prothèses totales de hanches: Etude mécanique et thermique*, Thèse de doctorat, Université de Strasbourg, 2003.
- [2] B. Bachir Bouiadjra, A. Belarbi, S. Benbarek, T. Achour, B. Serier, *FE analysis of the behaviour of microcracks in the cement mantle of reconstructed acetabulum in the total hip prosthesis*, Elsevier; Comput Mater Sci, 2007, 40:485–91.
- [3] Spears IR, Pfliegerer M, Schneider E, Hille E, Morlock MM. *The effect of interfacial parameters on cup-bone relative micromotions. A finite element investigation*, J Biomech; 34(1):113–120, 2001.
- [4] J. Tong, K.Y. Wong, *rupture mélangée de mode dans l'acetabulum reconstruit*, département d'ingénierie mécanique et de conception, université de Portsmouth, route d'Anglesea, Portsmouth, PO1 3 DJ, R-U..
- [5] S. Benbarek, B. Bachir Bouiadjra, T. Achour, M. Belhouari, B. Serier, *Finite element analysis of the behaviour of crack emanating from microvoid in cement of reconstructed acetabulum*, Materials Science and Engineering A, 2007, 457, 385–391.
- [6] G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, G.N. Duda., *Hip contact forces and gait patterns from routine activities*. Journal of Biomechanics 34, 2001, 859–871.
- [7] Jui-Ting Hsu, Chih-Han Chang, Heng-Li Huang, Mark E. Zobitz, Weng-Pin Chen, Kuo-An Lai, Kai-Nan An., *The number of screws, bone quality, and friction coefficient affect acetabular cup stability*, Medical Engineering & Physics, 29, 2007, 1089–1095.
- [8] Kusaba, A., Kuroki, Y., Kondo, S., Hirose, I., Ito, Y., Hemmi, N., Shirasaki, Y., Tateishi, T. and Scholz, J., *Friction of Retrieved Hip Prostheses*. J Bone Joint Surg Br. vol. 86- B no. SUPP. IV 393, 2004.
- [9] Abaqus, Version 6.13, guide d'utilisation, université de Cornell, 2013.