

EFFET DE LA PRESENCE D'UNE CAVITE SUR L'ENDOMMAGEMENT DU CIMENT ORTHOPEDIQUE DES PROTHESES TOTALES DE HANCHE

Sahli A., Cherfi M., Benbarek S., Bachir Bouiadjra B., Serier B.

*Laboratoire de Mécanique et physique des matériaux, Département de Mécanique,
Université Djillali Liabes, SBA 22000, Algérie, sahliabderahmen@yahoo.fr*

Reçu le : 03/11/2014 Accepté le : 10/02/2015

Résumé

Les fractures et les descellements de la prothèse totale de hanche apparaissent à la suite d'un gradient de contraintes élevé. L'origine de ce phénomène vient de la présence des cavités dans le ciment. L'objectif de cette étude est l'estimation de la surface endommagée autour de la cavité pour différent position de cette dernière.

Mots-clés : *Ciment orthopédique, Cavité, Biomécanique, Endommagement.*

Abstract

Fractures and loosening of total hip prosthesis appear as a result of a gradient of high stress. The origin of this phenomenon is the presence of cavities in the cement. The aim of this study is the estimation of the damage around a cavity for different positions of this latter.

Keywords: *Orthopedic cement, Cavity, Biomechanics, Damage.*

1. Introduction

Chaque année, 800.000 personnes dans le monde subissent une opération de pose ou de remplacement des articulations défectueuses du corps humain (hanche, genou, clavicule,...). Ce chiffre est en évolution rapide depuis plusieurs années et va continuer à augmenter dans les prochaines décennies [1, 2]. La tenue mécanique de la prothèse totale de hanche dépend essentiellement de la nature du ciment utilisé. Le rôle principal du ciment est d'assurer une bonne adhésion implant-os et d'homogénéiser le transfert de charge de l'implant à l'os. Sous l'effet des sollicitations mécaniques [3, 4]. La connaissance des zones subissant un taux d'endommagement important dans le ciment susceptible d'exposer au risque de rupture de la prothèse implantée aux patients. Il s'agit de prévoir les zones où se concentrent l'endommagement dans le ciment, (zones critiques) [1, 5]. Notre travail se place dans ce contexte et porte

sur la modélisation, par la méthode des éléments finis, l'endommagement autour d'un défaut (cavité) dans le ciment orthopédique.

2. Modélisation

2.1. Modèle théorique

Nous avons élaboré un sous-programme en langage FORTRAN qui permet d'implémenter le critère de GEARING [2] afin de détecter la zone endommagée. Ce dernier fait un test du critère d'endommagement pour chaque élément. Si ce critère est vérifié, le programme élimine la rigidité de cet élément.

Il est à noter que le critère de GEARING est basé sur trois conditions pour pouvoir dire que le matériau est endommagé.

$$\sigma_{p1} \geq 0 \quad (1)$$

$$\sigma = \frac{1}{2}(\sigma_{p1} + \sigma_{p2}) \geq 0 \quad (2)$$

où σ_{p1} , σ_{p2} : sont les contraintes principales.

$$\sigma_{1,cr}(\sigma) \geq 0 \quad (3)$$

$$\sigma_{1,cr}(\sigma) = c_1 + \frac{c_2}{\sigma} \quad (4)$$

avec: $c_1 = 45.60 \text{ MPa}$ $c_2 = 785.56 \text{ MPa}^2$

2.2. Modélisation numérique

Le logiciel ABAQUS propose une interface utilisatrice, appelée USDFLD, qui donne accès à différentes variables globales de calcul pour le développement de nouvelles lois de comportement. Nous avons utilisé cette possibilité pour lier la subroutine écrite en Fortran au code de calcul par éléments finis ABAQUS. Le modèle géométrique bidimensionnel de la prothèse de hanche est représenté sur la figure 1. Ce modèle présente l'avantage de se rapprocher de la structure réelle. Les éléments de la prothèse totale de hanche qui sont l'os coxal, le ciment, l'implant et la cupule y sont clairement définis.

L'os est composé de cinq couches supposées homogènes isotropes linéaires (Fig. 1). Cette figure montre une représentation schématique des différentes couches constituant l'os [6-8].

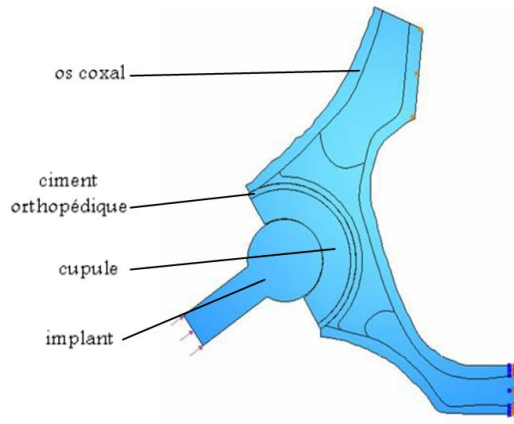


Fig. 1. Modèle géométrique de la prothèse totale de hanche analysée.

Sur le tableau 1 sont regroupées les propriétés mécaniques des composantes de l'os, du ciment, de l'implant et de la cupule [9, 10].

<i>Matériaux</i>	<i>Module de Young E</i>	<i>Coefficient de Poisson ν</i>
Os corticale	17000	0.3
Os	2000	0.3
Os spongieux 1	132	0.2
Os spongieux 2	70	0.2
Os spongieux 3	2	0.2
Cupule	690	0.35
Ciment	2300	0.33
Implant	210000	0.30

Tableau.1 : Propriétés mécaniques des composantes de la prothèse totale de hanche.

2.3. Maillage et conditions aux limites

La fiabilité des résultats obtenus nécessite un maillage très raffiné. En effet, le ciment est un élément déterminant de la prothèse. Le raffinement de son maillage est d'une grande importance pour l'analyse de la structure.

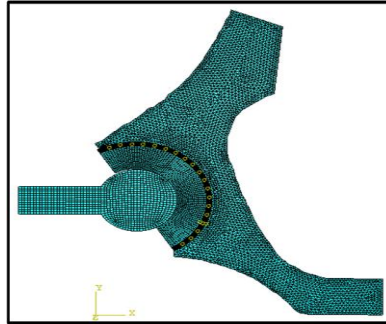


Fig. 2. Maillage de la prothèse analysée.

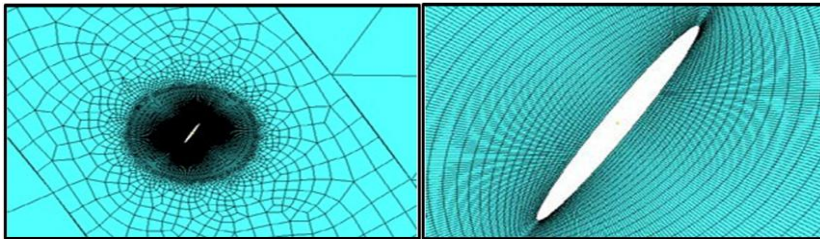


Fig. 3. Maillage autour de la cavité elliptique analysée.

Les conditions aux limites utilisées dans notre cas sont :

- Un encastrement imposé sur le pubis ;
- Un déplacement imposé nul suivant l'axe « $x=0$ » (déplacement non autorisé suivant la direction des x) sur l'aile de l'os iliaque ;
- Une charge uniformément répartie, d'amplitude 10MPa, appliquée sur l'implant [3].

2.4. Positions étudiées de la cavité et sa forme

L'indice utilisé est le rapport de la position de la cavité par le demi-périmètre du plot du ciment par rapport au bord libre inférieur. Nous avons effectué les analyses pour montrer l'effet de la position radiale et angulaire de la cavité sur l'endommagement (Figs. 4 et 5). Nous avons supposé l'existence d'une cavité elliptique de rapport $C/A=0.1$ (Fig. 5b), où: $A = 200 \mu\text{m}$.

L'analyse de la distribution du paramètre d'endommagement (D) dans le ciment de l'os acétabulaire nécessite différents types d'orientations caractérisées par la position du col de l'implant par rapport à l'axe de la cupule, (Figure 6). Nous avons opté pour des orientations définies par des inclinaisons de 0° ; 10° ; 20° ; 30° ; 40° ; 50° ; et 60° .

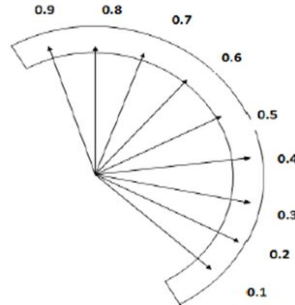


Fig. 4. Positions angulaire des cavités.

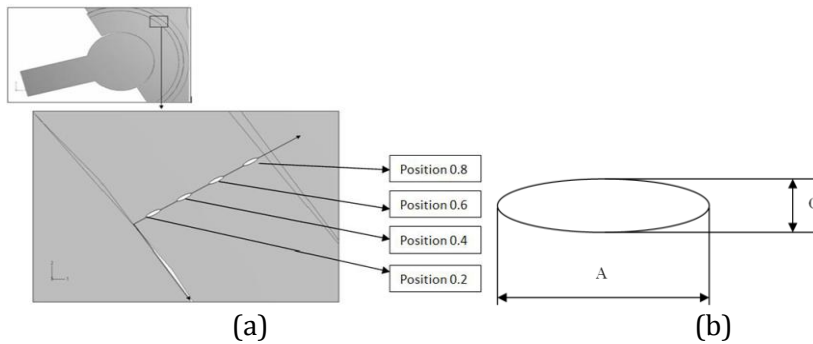


Fig. 5. (a) Positions radiales de la cavité, (b) Dimensions de la cavité.

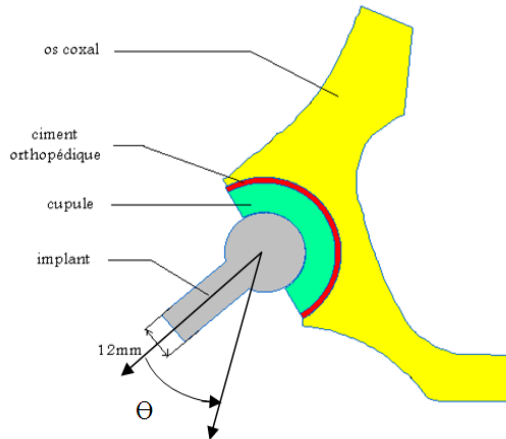


Fig. 6. Les positions de l'implant.

2.5. Calcul de la surface endommagée

Le calcul de la surface endommagée est réalisé en trois étapes comme suit :

- Enregistrer les coordonnées du contour de la zone endommagée (Fig. 7).
- Importer et tracer le contour de la zone endommagée par le logiciel Origin.
- Calculer la surface endommagée en utilisant l'intégrale de la courbe précédemment tracée.

Se : l'aire de la surface endommagée [μm^2].

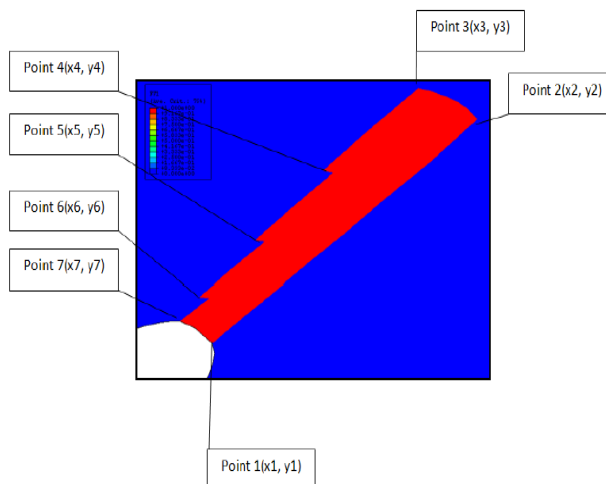


Fig. 7. Illustration de la surface endommagée.

3. Résultats et discussion

3.1. Représentation des zones endommagées dans le ciment

La Figure 8 représente la zone endommagée dans le ciment au voisinage proche de la cavité. Cette figure montre clairement la fiabilité du critère d'endommagement du fait que ce dernière est émanent de la cavité et la zone correspondante peut être assimilée à une fissure émanant de la cavité dont la longueur peut être calculée.

La Figure 9 représente la répartition de la contrainte de Von Mises dans le ciment, au voisinage proche de l'extrémité de la cavité. On remarque la présence d'une zone endommagée (bleu foncé) caractérisée par une contrainte nulle puisque le programme élimine la rigidité de l'élément endommagé, à la pointe de cette zone on remarque une concentration de contrainte.

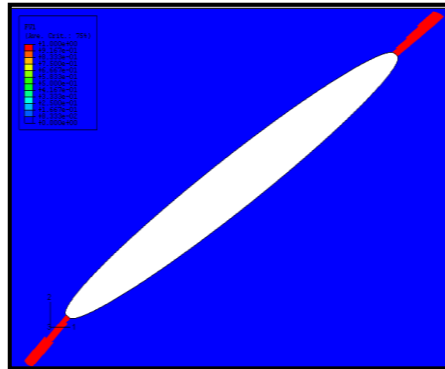


Fig. 8. Représentation des zones endommagées

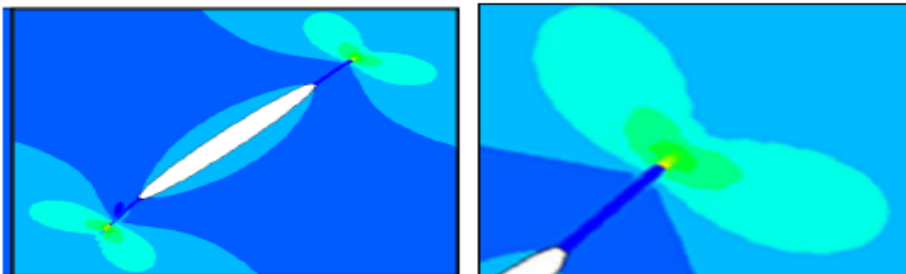


Fig. 9. Distribution de la contrainte aux fonds de fissure.

Cette figure présente une similitude avec celle d'une répartition de contrainte autour d'une fissure émanant d'une cavité. Donc on peut approximer notre zone endommagée à une fissure. Dans ce cas le critère a prédit l'apparition de deux fissures émanant de la cavité.

Dans ce travail, on a supposé l'existence d'une cavité dans différentes positions et on a étudié l'endommagement du ciment orthopédique.

3.2. Positions angulaire

La figure 10 montre la variation de la taille de la zone endommagée en fonction de l'orientation de l'implant pour les deux positions 0.5 et 0.6. On remarque que la taille la plus importante d'endommagement est pour des cavités positionnée à 0.6 (110°). En effet, plus cette direction est déviée, plus la zone endommagée diminue et elle peut engendrer des zones importantes pouvant atteindre une surface de $35 \mu\text{m}^2$.

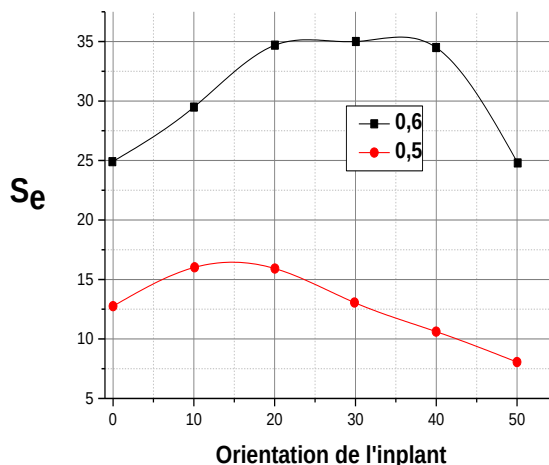


Fig. 10. Variation de la surface endommagée en fonction de l'orientation de l'implant pour différentes positions angulaires de la cavité.

3.3. Positions radiales

Nous avons analysé l'endommagement pour quatre positions radiales dans le ciment à la position angulaire de 0.6. Le choix de cette position a été pris en référence à la première analyse puisque cette position entraîne le niveau le plus important d'endommagement.

La figure 11 représente la variation de la taille de la zone endommagée en fonction de l'orientation de l'implant pour différentes positions radiales de la cavité dans le ciment. Nous avons remarqué que les cavités les plus proches de l'interface donnent les zones endommagées les plus importantes. On constate que l'endommagement existe à n'importe quelle position radiale. Pour une position proche de l'interface ciment-os coxal une orientation de l'implant de 20° est la plus dangereuse tandis que pour une position de la cavité proche de l'interface ciment-cupule, l'orientation de l'implant de 40° est la plus dangereuse.

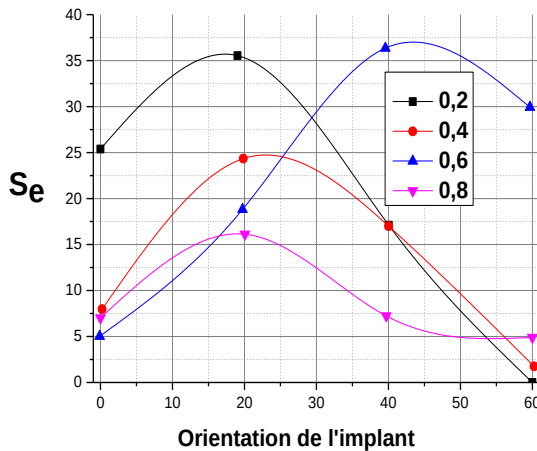


Fig. 11. Variation de la surface endommagée en fonction de l'orientation de l'implant pour différentes positions radiale de la cavité.

4. Conclusion

Si la présence des cavités dans le ciment orthopédique fixant une prothèse totale de hanche est inévitable, elle présente l'inconvénient d'être le siège de concentration des contraintes pouvant provoquer l'amorçage des fissures qui entraînent le descellement de la prothèse. Cette présente étude a été réalisée dans le but d'analyser par la méthode des éléments finis, l'endommagement autour d'une cavité présente dans le ciment fixant la prothèse de hanche.

A l'issue de ce travail, il est possible de tirer les conclusions suivantes :

Dans toutes nos analyses un implant aligné ou légèrement désorienté par rapport à l'axe de la cupule conduit à des valeurs supérieures d'endommagement dans la jonction os coxal-prothèse totale de hanche. La position 0.6 entraîne le niveau le plus important d'endommagement. Donc on risque un descellement de la prothèse totale de hanche. Les analyses ont révélé que plus les cavités sont proches des deux interfaces, plus l'endommagement est important. L'endommagement le plus significatif, dans le ciment pour un alignement de l'implant, est localisé aux deux bords de tous les types de cavité. Il est dû à la compression du ciment dans la direction radiale autour de la cavité. Une inclinaison de l'implant engendre des endommagements de niveaux et d'états différents.

RÉFÉRENCES

- [1] D. Foucat, Effet de la présence d'un grillage métallique au sein du ciment de descellement de prothèse totale de la hanche (étude mécanique et thermique), Thèse, Université Louis Pasteur, Strasbourg I, 2003.
- [2] B.P. Gearing, L. Anand, On modelling the deformation and fracture response of glassy polymers due to shear yielding and crazing, *Int. J. Sol. Struct.* 41 (2004) 3125-3150.
- [3] A. Pustoch, Elaboration d'un modèle mécanique de l'articulation de la hanche sous sollicitation dynamique, Thèse, Université Claude Bernard - Lyon 1, 2007.
- [4] S. Benbarek, B. Bachir Bouiadjra, A. Mankour, T. Acour, B. Serier, Analysis of fracture behaviour of the cement mantle of reconstructed acetabulum Original, *Comp. Mater. Sci.* 44 (4) (2009) 1291-1295.
- [5] 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 Original, *Comp. Mater. Sci.* 40 (4) (2007) 485-491.
- [6] 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, *Mater. Sci. Eng. A.* 457 (1-2) (2007) 385-391.
- [7] A. Flitti, D. Ouinas, B. Bachir Bouiadjra, N. Benderdouche, Effect of the crack position in the cement mantle on the fracture behavior of the total hip prosthesis, *Comp. Mater. Sci.* 49 (3) (2010) 598-602.

-
- [8] T. Achour, M.S.H. Tabeti, M.M. Bouziane, S. Benbarek, B. Bachir Bouiadjra, A. Mankour, Finite element analysis of interfacial crack behaviour in cemented total hip arthroplasty, *Comp. Mater. Sci.* 47 (3) (2010) 672-677.
 - [9] B. Kim, B. Moon, K.A. Mann, H. Kima, K.S. Boo, Simulated crack propagation in cemented total hip replacements, *Mater. Sci. Eng. A.* 483-484 (2008) 306-308.
 - [10] J. Stolk, N. Verdonschot, K.A. Mann, R. Huiskes, Prevention of mesh-dependent damage growth in finite element simulations of crack formation in acrylic bone cement, *J. Biomech.* 36 (2003) 861-871.