



## **Etude de l'influence des microcavités sur le comportement du ciment orthopédique d'une prothèse totale de hanche**

**B. Gasmi<sup>1</sup>, B. Aour<sup>1</sup>, S. Benbarek<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Laboratory of Applied Biomechanics and Biomaterials (LABAB), National Polytechnic School of Oran, Algeria, bac\_gasmi@yahoo.fr; ben\_aour@yahoo.fr

<sup>2</sup>Laboratoire de Mécanique Physique des Matériaux (LMPM), Université Djillali Yabès de Sidi Belabes, 22000, Algeria, sma\_benbarek@yahoo.fr

**Résumé** - L'objectif de ce présent travail est consacré à l'analyse de la distribution des contraintes autour d'une microcavité de forme sphérique en utilisant la méthode des éléments finis. Ces défauts localisés au sein du ciment orthopédique assurant la jonction os-cupule, peuvent être des sites potentiels pour la création des micro-fissures et par la suite le descellement de la prothèse. Par conséquent, la connaissance des intensités de contraintes et leurs répartitions dans le ciment fixant la cupule est d'une grande importance pour la compréhension de la condition en tenue en service de la prothèse et de son descellement. Pour cette fin, une analyse numérique par la méthode des éléments finis tridimensionnels du comportement de la prothèse totale de hanche en présence de porosité a été menée. Dans un premier temps, nous avons étudié l'effet de la position de la tige fémorale sur la répartition des contraintes dans le ciment orthopédique sans défauts. Ensuite, nous avons mis l'accent sur l'effet de la position de la microcavité dans le ciment afin de prédire les zones de concentration de contraintes qui représentent des sites potentiels d'endommagement et d'initiation des microfissures. Des résultats concluants ont été proclamés à la fin de ce travail.

**Mots-clés:** PTH, Eléments finis, Ciment osseux, Microcavités, Contraintes.

## **Study of the influence of microcavities on the behavior of orthopedic cement of a total hip prosthesis**

**Abstract** - The aim of the present work is devoted to the analysis of the stress distribution around a spherical microcavity using the finite element method. These defects, localized within the bone cement ensuring bone-cup junction, may be potential sites for the creation of micro-cracks and

eventually the loosening of the prosthesis. Therefore, knowledge of the stress intensities and their distributions in the cement attaching the cup is of great importance for the understanding of the condition in operating performance of the prosthesis and its loosening. To this end, a numerical analysis using three-dimensional finite element method of the behavior of the total hip prosthesis in the presence of porosity was conducted. First, we studied the effect of the position of the femoral stem on the stress distribution in the bone cement without defects. Then we focused on the effect of the microcavity position in cement to predict stress concentration zone that represent potential sites of damage and initiation of micro-cracks. Concluding results were announced at the end of this work.

**Keywords:** PTH, Finite elements, Bone cement, Microcavities, Stresses.

## I. Introduction

La fixation de la PTH est assurée par un ciment qui se solidifie en quelques minutes appelé PMMA (poly-méthyle méthacrylate) [1,2]. La porosité dans ce dernier joue un rôle important sur l'initiation des fissures. Murphy et Prendergast [3] ont trouvé que des fissures créées dans le PMMA émanent des porosités. L'initiation de fissures et le comportement en fatigue du ciment osseux sont affectés non seulement par la quantité globale de pores, mais aussi par leur taille. Les grands pores amorcent un nombre plus important et de plus grandes fissures que les petits pores. De plus, les petits pores adjacents aux grands pores forment de plus grands concentrateurs de contraintes que les pores seuls [4]. Par conséquent, la réduction de la taille des pores dans le ciment peut être aussi importante que la réduction du nombre de pores [1]. De plus, Murphy et Prendergast [2] suggèrent que la distribution de la porosité, plutôt quantité, est un facteur important sur la vie du ciment en fatigue.

La présence de porosité affaiblit de façon significative la performance du ciment osseux. Les pores forment des concentrateurs de contraintes, ce qui peut initier des fissures en fatigue [5]. Les fissures se propageant le plus souvent selon les joints de grains, la forme des pores agit donc sur l'amplitude de la concentration des contraintes. Ainsi plus le pore est sphérique moins il concentrera les contraintes [6]. En outre, la présence de la porosité à l'interface tige-ciment diminue la surface réelle d'adhérence ciment-métal. Par conséquent, ceci diminue la charge nécessaire pour initier le descellement de l'interface tige-ciment, ce dernier étant un des mécanismes initiaux d'échec de la P.T.H. La diminution de la porosité aussi bien dans le ciment qu'à ses interfaces (tige-ciment et os-ciment) peut être atteinte par divers moyens (moulage par centrifugation, moulage sous vide).

La charge supportée par la prothèse est transmise à l'os par l'intermédiaire de ce dernier qui est donc sollicité mécaniquement. Par sa nature fragile et ses faibles propriétés mécaniques, le ciment est le maillon faible de la chaîne de transfert de charge prothèse-ciment-os. En effet, c'est lui qui se casse le premier en présentant des lisères (des décollements) à l'interface ciment-prothèse où des microfissures, lesquelles avec le temps deviennent plus importantes sous l'effet des charges cycliques, et engendrent l'endommagement du ciment et la mobilité de l'implant à l'intérieur de l'os [5]. La connaissance du champ de contraintes dans le ciment devient primordiale pour connaître les zones qui subissent de fortes sollicitations, et prévoir les endroits critiques dans le ciment. Dans ce travail, une étude de l'effet de la position de la tige fémorale sur la répartition des contraintes dans le ciment orthopédique sans défauts sera présentée en premier lieu. Ensuite, nous allons exposer une analyse détaillée de l'effet de la position de la microcavité dans le ciment afin de prédire les zones de concentration de contraintes qui représentent des sites potentiels d'endommagement et d'initiation des microfissures.

## **II. Modélisation numérique tridimensionnelle**

### **II.1. *Modèle géométrique et conditions aux limites***

Le modèle géométrique tridimensionnel 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.

La fiabilité des résultats obtenus nécessite un maillage très raffiné surtout au niveau du ciment qui est un élément déterminant de la prothèse. Le raffinement de son maillage est d'une grande importance pour l'analyse de la structure. Notre choix s'est porté sur un élément tétraédrique à huit nœuds pour la modélisation de l'os coxal et tous les autres composants de la prothèse (Fig.1b).

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 concentrée de 2800N a été appliquée sur l'implant [6].

- Nous avons considéré un contact rigide continu aux niveaux des interfaces os-ciment et ciment-cupule et une interaction sans frottement et non inter-pénétrable à l'interface implant-cupule.

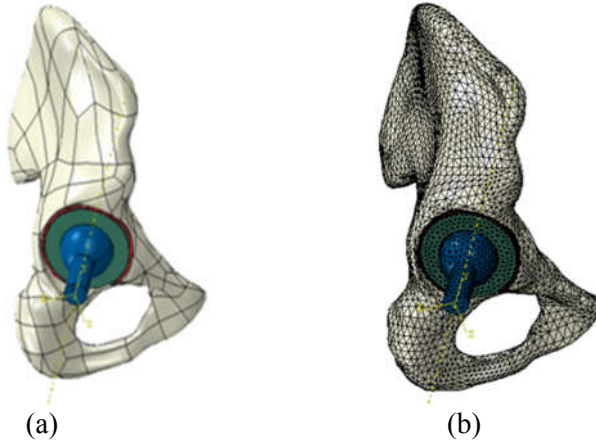


Fig. 1. (a) Modèle géométrique et (b) maillage de la prothèse totale de hanche analysée.

## II.2. Propriétés des matériaux

L'os est composé de cinq couches supposées homogènes isotropes linéaires (Fig. 2). Cette figure donne une représentation schématique des différentes couches constituant l'os. Sur le tableau 1 sont regroupées les propriétés mécaniques des composantes de l'os, du ciment, de l'implant et de la cupule.

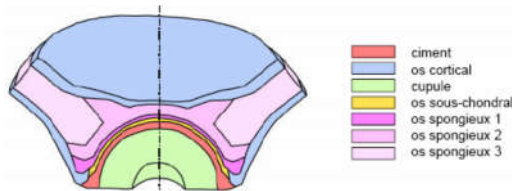


Fig. 2. Représentation schématique de la constitution de l'os [7].

Tab. 1. Propriétés mécaniques des composantes de la prothèse totale de hanche.

Matériaux	Module de Young E (MPa)	Coefficient de Poisson $\nu$
Os cortical	17000	0.30
Os sous-chondral	2000	0.30
Os spongieux 1	132	0.20
Os spongieux 2	70	0.20
Os spongieux 3	2	0.20

Cupule (UHMWPE)	690	0.35
Ciment (PMMA)	2300	0.30
implant métallique	210000	0.30

### III. Effet de la position de l'implant

L'analyse de la distribution des contraintes dans les différentes cavités du ciment orthopédique de la partie acétabulaire nécessite différents types de chargements, caractérisés par la position du col de l'implant par rapport à l'axe de la cupule, (Fig. 3). Nous avons opté pour trois orientations définies par des inclinaisons de  $0^\circ$ ,  $25^\circ$  et  $50^\circ$ . Ces dernières reflètent les postures du corps humain. L'étude de la répartition et du niveau des contraintes dans le ciment orthopédique de la PTH, en fonction de ces orientations a été faite par la méthode des éléments finis.

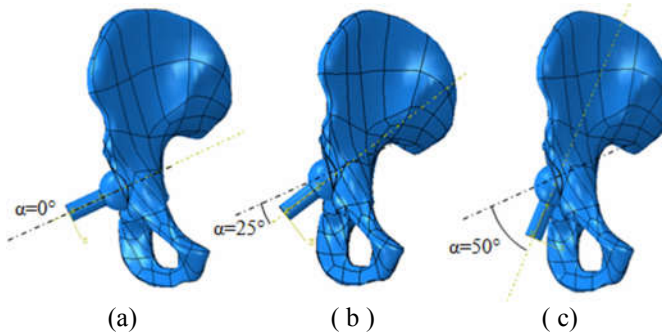


Fig. 3. Position de l'implant par rapport à l'axe de la cupule (a) :  $\alpha = 0^\circ$ , (b) :  $\alpha = 25^\circ$  et (c) :  $\alpha = 50^\circ$

#### III.1. Distribution des contraintes de Von Mises

Nous avons analysé la distribution et le niveau des contraintes pour le premier type de chargement (alignement du col de l'implant sur l'axe de la cupule, caractérisé par un angle d'orientation égal à  $0^\circ$  (Fig. 4.a). Cette dernière montre que la répartition de la contrainte équivalente de Von Mises n'est pas homogène dans toute la jonction os coxal-prothèse. Les contraintes les plus fortes sont localisées au niveau de la fixation de l'os du pubis. L'intensité de contrainte peut atteindre un niveau trop élevé (environ 133MPa) dépassant largement les valeurs réelles. Cela résulte de l'application de la charge concentrée sur une petite surface du col fémoral.

Cette contrainte sera répartie du col de l'implant vers les autres composants de la prothèse. Cette concentration de contrainte n'affecte pas l'étude de la répartition de la contrainte au-delà du col fémoral (tête fémorale, cupule, ciment et os). Au niveau de l'os coxal les contraintes les plus fortes sont localisées dans l'os du pubis (environ 47 Mpa).

Le deuxième type de chargement correspond à une orientation de  $25^\circ$  du col de l'implant par rapport à l'axe de la cupule (Fig. 4b). Nous constatons

que comparativement à un alignement de l'implant sur l'axe de la cupule, une telle orientation conduit à une faible diminution de la contrainte équivalente dans la structure. La contrainte maximale ne dépasse pas 43 Mpa.

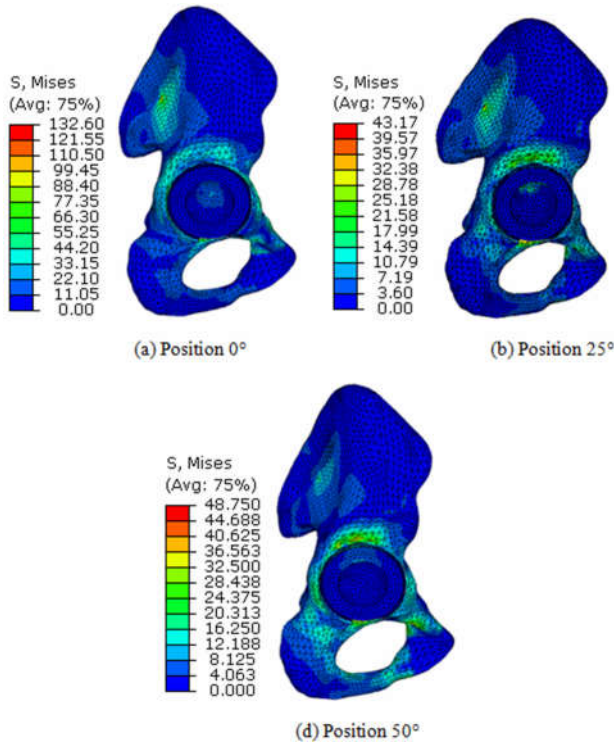


Fig. 4. Répartition de la contrainte équivalente dans la liaison os coxal-prothèse.

Le troisième type de chargement est caractérisé par une forte orientation (50°) de l'implant par rapport à la cupule (Fig. 4c). Sous cet effet, l'implant bute sur la partie supérieure de la cupule (Fig. 4c). Cette zone se trouve fortement sollicitée ; un tel comportement entraîne une augmentation de la contrainte équivalente. La contrainte la plus forte, d'amplitude de l'ordre de (49MPa), est exercée sur l'os cortical.

### III.2. Répartition des contraintes dans le ciment

Le ciment est un élément très déterminant de la prothèse totale de hanche. Son analyse est d'une grande importance pour la durée de vie de la prothèse. C'est pourquoi, nous avons étudié la distribution et l'intensité des contraintes dans le ciment (Fig. 5). Dans le cas de l'alignement de l'implant sur l'axe de la cupule, deux zones du ciment sont sous forte contrainte ; la première se trouve dans la direction de l'application du chargement et la seconde est enregistrée au bord libre inférieur. C'est dans cette région que les contraintes

sont les plus fortes et sont intensivement localisées à l'interface ciment-os. Dans le reste de cette composante (Fig. 5a), la contrainte maximale ne dépassant pas 19 Mpa.

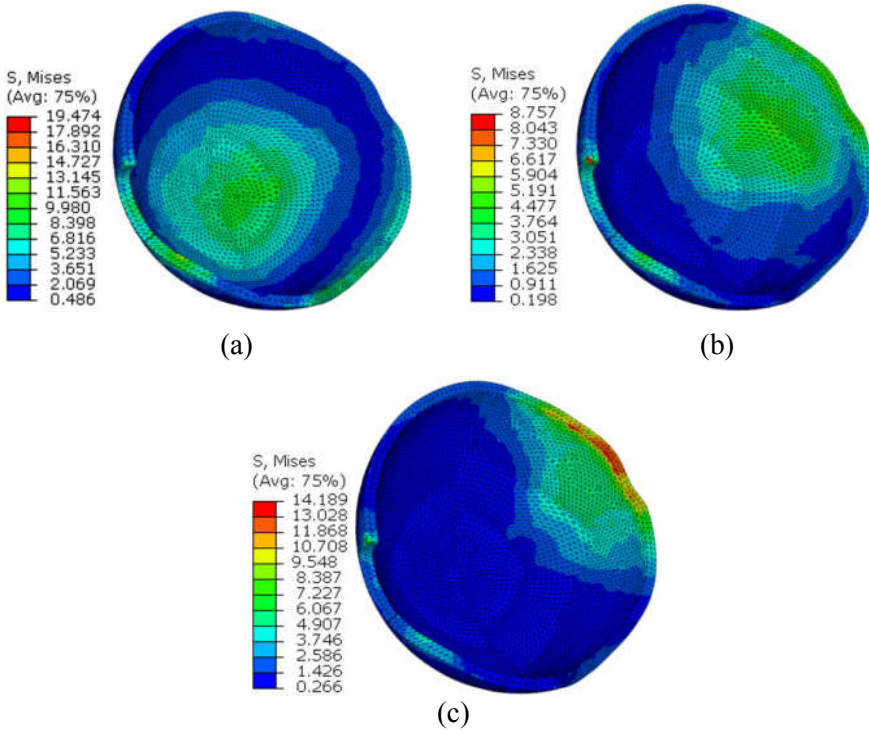


Fig. 5. Effet de l'orientation de l'implant sur la répartition de la contrainte de Von Mises dans le ciment.

Une faible désorientation de cet implant engendre la contrainte la plus significative, localisée dans la région soumise au chargement mécanique avec une amplitude moins importante que celle résultante de la première sollicitation et son effet est moins étendu. La partie inférieure est le siège de concentration de contrainte, due à la fois au champ de contrainte de tension entre la cupule et l'implant. C'est dans cette partie du ciment et au voisinage proche de l'interface avec l'os que la contrainte équivalente est fortement localisée (Fig. 5b). Dans ce cas la contrainte de Von Mises est environ 9MPa.

La contrainte équivalente est intensivement localisée dans la partie se trouvant dans la direction de cette inclinaison et plus particulièrement à l'interface ciment-cupule à son voisinage proche (Fig. 5c). A ce niveau une augmentation significative de la contrainte par rapport au deuxième chargement a été remarquée. Ceci peut être justifié du fait que l'implant est presque suivant l'axe constitué du pubis et de l'aile de l'os iliaque en



éliminant l'effet d'amortissement rencontré au premier cas. La contrainte maximale est de 14MPa.

#### IV. Effet des microcavités

##### IV.1. Effet de la position de la cavité sur la répartition des contraintes

L'analyse de l'intensité et de la distribution des contraintes est faite en fonction de la position de la microcavité dans le ciment. Notre intérêt porte dans ce cas sur les contraintes de Von Mises dans un référentiel sphérique de coordonnées  $(r, \theta, \varphi)$ , (Fig. 6).

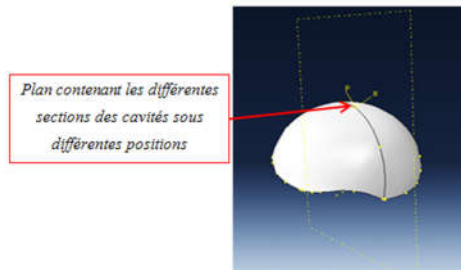


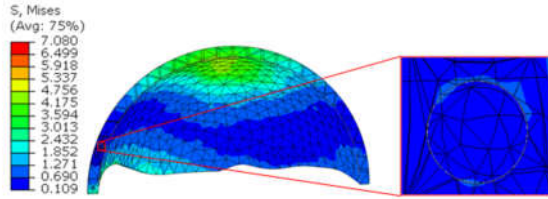
Fig. 6. Position de la microcavité dans un référentiel sphérique  $(r, \theta, \varphi)$ .

Afin de mettre en évidence l'effet de la présence des microcavités dans le ciment orthopédique sur la distribution des contraintes, cinq différentes positions de cavités sphériques de diamètre 1mm ont été testées (Fig. 7). Ces cavités ont été orientées sous différents angles  $\varphi = \{20^\circ, 60^\circ, 90^\circ, 120^\circ \text{ et } 160^\circ\}$  par rapport à un axe OX dans un plan vertical contenu dans une zone sous contrainte. L'effet des différentes postures de l'angle  $\alpha$  de l'implant précédemment évoqués ( $\alpha = 0^\circ ; 25^\circ ; 50^\circ$ ) a été également examiné en combinaison avec les différentes positions des cavités.

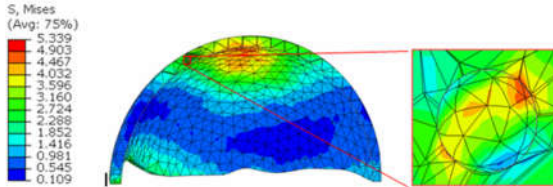
La figure 8 présente la distribution des contraintes de Von Mises pour différentes positions de la cavité pour une orientation de l'implant  $\alpha = 0^\circ$ . On peut remarquer que pour les angles  $\varphi = 20^\circ, 60^\circ$  et  $90^\circ$  appartenant au premier cadran, les contraintes augmentent considérablement avec l'accroissement de l'angle d'orientation  $\varphi$ , alors que, pour les angles  $\varphi = 120^\circ$  et  $160^\circ$  appartenant au deuxième cadran une diminution a été constatée avec l'augmentation de ce dernier. En outre, pour  $\varphi = 20^\circ$  et  $160^\circ$ , les variations des contraintes le long du chemin de longueur normalisée sont très faibles et cela est dû à leur position éloignée du point d'application de la charge maximale. Notant que, toutes les contraintes obtenues pour les différentes



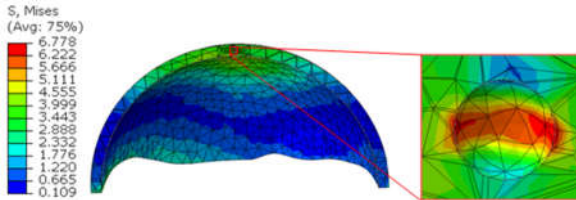
positions sont des contraintes de tension variant de  $\sigma_{\min}=0.57\text{MPa}$  à  $\sigma_{\max}=6.73\text{MPa}$  qui ne présentent aucun danger pour le ciment orthopédique en comparaison avec la résistance à la rupture de ce dernier qui est de l'ordre de  $25\text{MPa}$ . La valeur  $\sigma_{\max}=6.73\text{MPa}$  montre bien que la présence de microcavités au sein du ciment contribue à une augmentation significative des contraintes dans ce dernier vu que la contrainte maximale sans cavité était environ  $4\text{ Mpa}$ .



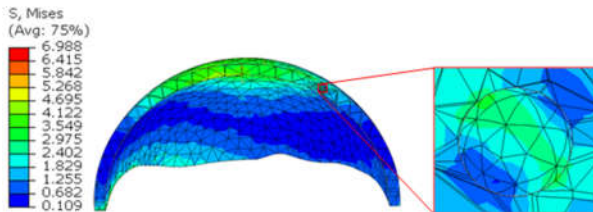
$\varphi=20^\circ$



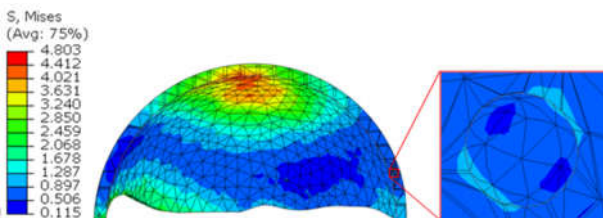
(b)  $\varphi=60^\circ$



(c)  $\varphi=90^\circ$



(d)  $\varphi=120^\circ$



(e)  $\varphi=160^\circ$

Fig. 7. Différents maillages utilisés pour différentes positions des cavités.

Tab. 2. Contraintes avant création des cavités au sein du ciment orthopédique [8].

Type de contrainte	Valeur minimale (MPa)	Valeur maximale (MPa)
Contrainte de Von Mises	0.39	4
$\sigma_{11}$	- 0.9	0.46
$\sigma_{22}$	-2	0.31
$\sigma_{33}$	-3.5	0.13

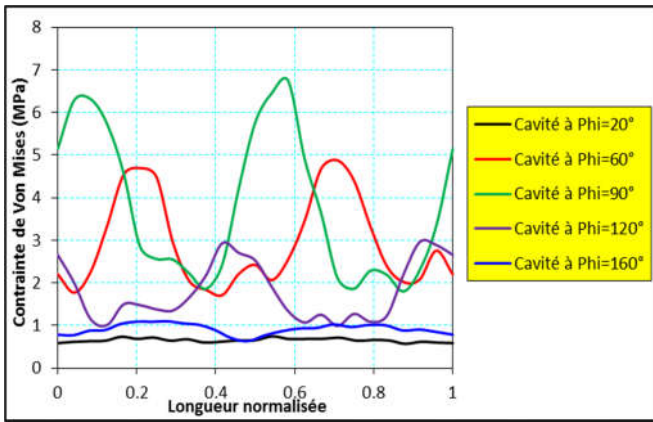


Fig. 8. Comparaison des contraintes de Von Mises pour différentes positions de cavités dans le cas d'une orientation de l'implant  $\alpha=0^\circ$ .

#### IV.2. Effet de l'orientation de l'implant sur la distribution des contraintes dans les cavités

##### IV.2.1. Cas d'une cavité orientée à $\varphi=20^\circ$

La Figure 9 illustre la répartition des contraintes de Von mises le long du contour de la cavité à  $\varphi=20^\circ$  suivant les positions angulaires  $\alpha$  de l'implant. On peut remarquer que la valeur maximale ( $\sigma_{Max} = 0.81\text{Mpa}$ ) est obtenue pour un angle d'inclinaison  $\alpha = 25^\circ$ . Il est à noter également que la cavité orientée à  $\varphi=20^\circ$  est soumise dans les trois positions de l'implant  $\alpha = \{0^\circ, 25^\circ, 50^\circ\}$  à des contraintes de traction qui sont relativement faibles. En

plus, on peut observer que la position qui génère la plus faible variation de contrainte est celle de l'angle  $\alpha = 0^\circ$ .

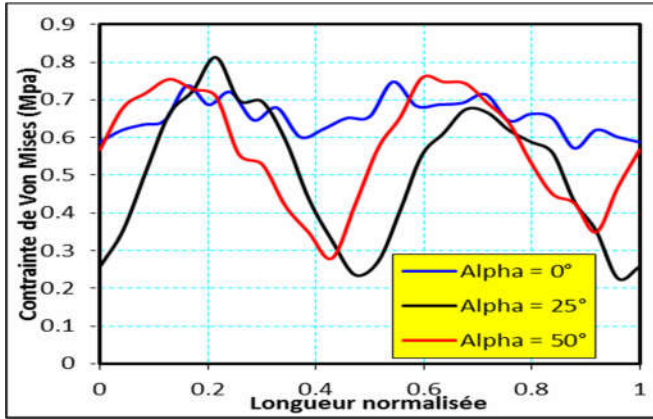


Fig. 9. Répartition des contraintes de Von mises dans la cavité à  $\varphi=20^\circ$  suivant les trois positions angulaires  $\alpha$  de l'implant.

#### IV.2.2. Cas d'une cavité orientée à $\varphi=60^\circ$

La répartition des contraintes de Von mises dans la cavité à  $\varphi=60^\circ$  pour différentes positions  $\alpha$  de l'implant est illustrée par la figure 10. A partir de cette illustration, on peut observer que pour ces différentes postures de l'implant  $\alpha = \{0^\circ, 25^\circ \text{ et } 50^\circ\}$  avec une position de la cavité à  $\varphi=60^\circ$ , les contraintes de Von Mises diminuent avec l'augmentation de l'angle  $\alpha$  de l'implant. La valeur maximale pour ces trois positions étudiées est  $\sigma_{\text{Max}}=4,87\text{Mpa}$  (correspond à la position  $\alpha = 0^\circ$ ) et la valeur minimale est de  $0,26\text{MPa}$  (correspond à la position  $\alpha = 50^\circ$ ).

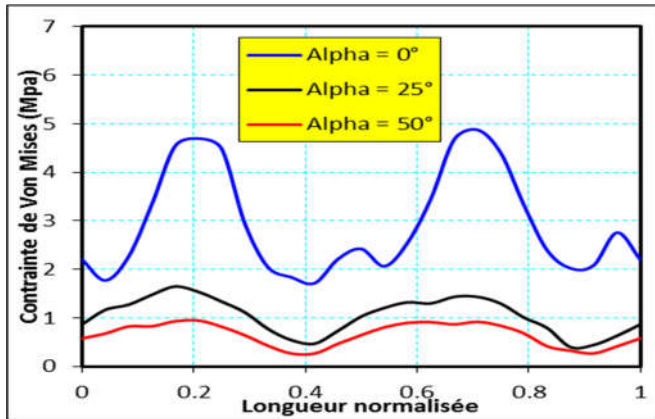


Fig. 10. Répartition des contraintes de Von mises dans la cavité à  $\varphi=60^\circ$  pour différents angles  $\alpha$  de l'implant.

En outre, on peut constater qu'il y a une légère différence entre les variations des contraintes dans le cas de  $\alpha = 25^\circ$  et  $50^\circ$ , alors qu'une variation importante a été remarquée pour le cas de  $\alpha = 0^\circ$ .

#### *IV.2.3. Cas d'une cavité avité orientée à $\varphi=90^\circ$*

La figure 11 illustre l'effet de la position de l'implant sur la répartition des contraintes dans le cas où la cavité est orientée à  $\varphi=90^\circ$ . On peut remarquer que la valeur maximale de contrainte ( $\sigma_{Max}=6.74\text{Mpa}$ ) dans la cavité orientée à  $\varphi=90^\circ$  correspond à la position  $\alpha=0^\circ$  de l'implant, alors que la valeur minimale ( $\sigma_{Min}=0.43\text{Mpa}$ ) est obtenue avec un angle  $\alpha=50^\circ$ . Pour les postures  $\alpha=25^\circ$  et  $50^\circ$ , les contraintes respectives sont inférieures par rapport à celles de la position  $\alpha=0^\circ$ . En plus, les mêmes tendances de variation que celle pour  $\varphi=60^\circ$ , ont été constatées pour  $\varphi=90^\circ$ .

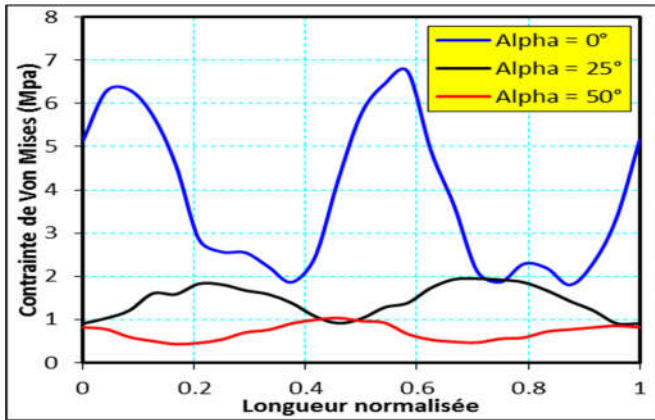


Fig. 11. Distribution des contraintes de Von Mises dans la cavité à  $\varphi=90^\circ$  sous l'effet de la position de l'implant.

**IV.2.4. Cas d'une cavité orientée à  $\varphi=120^\circ$**

La répartition des contraintes de Von Mises en fonction de  $\alpha$  avec  $\varphi=120^\circ$  est illustrée par la figure 12. On peut remarquer que les grandes variations sont obtenues par les angles  $\alpha=0$  et  $25^\circ$ , alors qu'une légère variation a été constatée pour  $\alpha=50^\circ$ . De plus, la valeur maximale ( $\sigma_{Max}=3.12\text{Mpa}$ ) est obtenue pour un angle  $\alpha=25^\circ$ , alors que la valeur minimale de la contrainte au sein de la cavité est de  $\sigma_{Min}=0.41\text{Mpa}$  (correspond à un angle  $\alpha=50^\circ$ ).

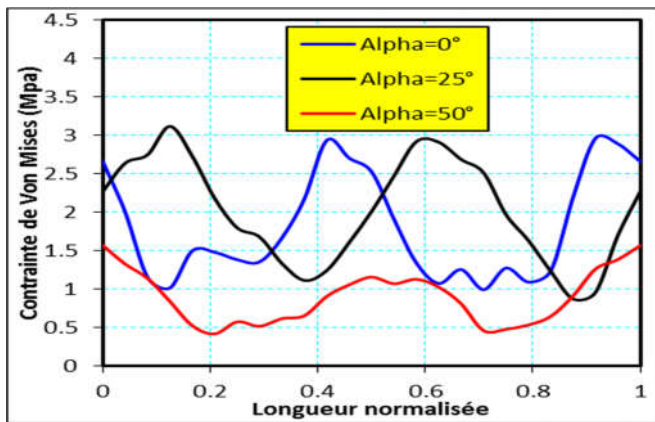


Fig. 12. Répartition des contraintes Von Mises en fonction de l'angle  $\alpha$  de l'implant dans le cas d'une cavité orientée à  $\varphi=120^\circ$ .

**IV.2.5. Cas d'une cavité orientée à  $\varphi=160^\circ$**

La figure 13 représente les variations de la contrainte de Von Mises à l'intérieure d'une cavité orientée à  $\varphi=160^\circ$  dans le ciment orthopédique pour les positions  $\alpha=0^\circ$ ,  $25^\circ$  et  $50^\circ$  de l'implant. Les résultats montrent que les valeurs importantes des contraintes de Von Mises dans les cavités sont obtenues pour un positionnement  $\alpha=50^\circ$  de l'implant, alors que les valeurs les plus faibles sont obtenues pour un positionnement  $\alpha=0^\circ$ . Notant que la valeur maximale est de 1.82Mpa (dans le cas où  $\alpha=50^\circ$ ), alors que la valeur minimale est de 0.63Mpa (dans le cas où  $\alpha=0^\circ$ ). Dans ce cas-ci, nous avons remarqué également que les contraintes de Von Mises augmentent avec l'augmentation de l'angle d'inclinaison  $\alpha$  de l'implant.

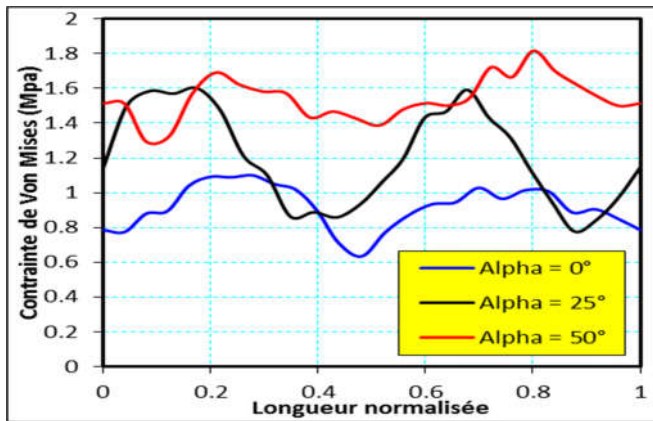


Fig. 13 : Répartition des contraintes de Von Mises en fonction de l'angle  $\alpha$  de l'implant pour une cavité orientée à  $\varphi=160^\circ$ .

## V. Conclusions

A partir des résultats présentés dans ce travail, on peut tirer les conclusions suivantes :

- \* Une augmentation considérable des contraintes d'environ 33% a été constaté sous l'effet de présence d'une cavité dans le ciment orthopédique.

- \* Les contraintes sont plus importantes lorsque l'implant est faiblement orienté par rapport à l'axe de la cupule pour des angles d'orientations  $\varphi=60^\circ$  et  $90^\circ$ .

- \* Pour les cavités orientées à  $\varphi=120^\circ$  et  $\varphi=160^\circ$  la contrainte maximale est enregistrée respectivement pour les positions  $\alpha=50^\circ$  et  $25^\circ$  de l'implant et la contrainte minimale de la cavité  $\varphi=120^\circ$  correspond à la position  $\alpha=50^\circ$  de l'implant et celle de la cavité d'angle  $\varphi=160^\circ$  correspond à la position  $\alpha=0^\circ$  de l'implant.

\* Le risque est d'autant plus grand que la microcavité est située dans une orientation de  $\varphi=90^\circ$  (champ de contrainte élevée).

\* Les rotations de l'implant par rapport à l'axe de la cupule modifient significativement les valeurs des contraintes dans les différentes cavités.

Enfin, on peut conclure que la présence de microcavités dans le ciment orthopédique représente un site potentiel (zone de concentration de contraintes) pour l'amorçage des fissures qui peut engendrer le descellement de la prothèse de l'os.

## Références

- [1] S.P. James, T.P. Schmalzried, F.J. Mc Garry, W.H. Harris, Extensive porosity at the cement-femoral prosthesis interface : A preliminary study, *Journal of Biomedical Materials Research*, 27(1) (1993) 71-78.
- [2] B.P. Murphy, P.J. Prendergast, On the magnitude and variability of the fatigue strength of acrylic bone cement, *International Journal of Fatigue*, 22(10) (2000) 855-864.
- [3] B.P. Murphy, P.J. Prendergast, The relationship between stress, porosity, and nonlinear damage accumulation in acrylic bone cement, *Journal of Biomedical Materials Research*, 59(4) (2002), 646-654.
- [4] S. James, M. Jasty, J. Davies, H. Piehler, W.H. Harris, A Fractographic Investigation of PMMA Bone-Cement Focusing on the Relationship between Porosity Reduction and Increased Fatigue Life, *Journal of Biomedical Materials Research*, 26(5) (1992) 651-662.
- [5] M. Baleani, R. Fognani, A. Toni, The influence of stem insertion rate on the porosity of the cement mantle of hip joint replacements, *Journal of Engineering in Medicine*, 217(3) (2003) 19 -205.
- [6] H. Samir, Etude du comportement en fatigue en compression des biocéramiques( $Al_2O_3ZrO_2$ ) utilisées pour la conception des prothèses ostéo-articulaires, Thèse de Doctorat de l'Université de Metz, 2002.
- [7] D.R. Pedersen, R.D. Crowninshield, R.A. Brand, R.C. Johnston, An axisymmetric model of acetabular components in total hip arthroplasty, *Journal of Biomechanics*, 15(4) (1982) 305-315.
- [8] B. Gasmi, Etude du comportement en rupture du ciment orthopédique des prothèses totales de hanche par la méthode des éléments finis, Thèse de Magister, ENP Oran, 2013.





