

ANALYSE PAR ELEMENTS FINIS TRIDIMENSIONNELS DES CONTRAINTES DANS LES PROTHESES TOTALES DE HANCHE

Gasmi B., Aour B., Benbarek S.

¹ Laboratoire de Biomécanique Appliquée et Biomatériaux, Département de Génie Mécanique, ENP d'Oran, BP1523 El'Mnaour 31000, Algérie, bac_gasmi@yahoo.fr; ben_aour@yahoo.fr

² Université Djillali Yabès de Sidi Belabes, Algérie.

Résumé

La modélisation numérique par la méthode des éléments finis nous permet un gain appréciable de temps, d'informations et de détails sur les phénomènes mécaniques (contraintes, déformations, transfert de charges, facteurs d'intensité de contrainte, etc.) liés au comportement de la prothèse totale de hanche. 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 cupule de la prothèse et son descellement. Pour ce faire, une analyse numérique par la méthode des éléments finis (MEF) tridimensionnels du comportement des différents composants de la prothèse totale de hanche a été menée. Nous avons mis l'accent sur l'effet de rotation de la tige fémorale sur la répartition des contraintes dans les éléments de la prothèse en général et sur le ciment orthopédique qui représente le maillon le plus faible de la prothèse en particulier. Les résultats ont montré que cette orientation a un effet considérable sur l'endommagement du ciment, et par conséquent, sur le déclassement de la prothèse.

Mots-clés : Biomécanique / Hanche / PTH / Eléments finis / Ciment orthopédique.

Abstract

Numerical modeling by the finite element method allows us to obtain a significant time savings, information and details on the mechanical phenomena (stress, strain, loading transfer, stress intensity factors, etc.) related to the behavior of the total hip prosthesis. Knowledge of stresses intensity and their distribution in the cement setting the cup is of great importance for understanding the behavior of the cup in service and the prosthesis loosening. To this end, a numerical analysis by three-dimensional finite element method (FEM) of the behavior of the different components of the total hip replacement was conducted. We have focused on the effect of the femoral component rotation on the stress distribution in the prosthesis components in general and on the bone cement which is the weakest link of the prosthesis in particular. The results showed that this orientation has a dramatic effect on the damage of the cement, and therefore on the loosening of the prosthesis.

Key-words: *Biomechanics / Hip / THP / Finite Elements / Orthopedic cement.*

1. Introduction

L'arthroplastie totale de la hanche est une intervention de remplacement d'une articulation biologique (vivante) par une prothèse. Son efficacité dépend de la qualité de la reconstruction, de l'architecture, de la mécanique de la hanche, de l'intégrité et de l'équilibre musculaire. Cette prothèse est destinée à remplacer et restaurer une fonction mécanique défectueuse dans l'organisme. La prothèse en chirurgie arthroplastique vise le plus souvent à remplacer des articulations (hanche, genou, épaule), parfois des tendons ou ligaments. Une prothèse totale de hanche (PTH) a pour fonction de remplacer l'articulation du bassin. Elle se compose de deux parties principales (Fig. 1):

- Une pièce remplace le "cotyle" situé sur le bassin qui s'appelle « la cupule ».
- Une autre pièce remplace la partie de l'articulation constituée par l'extrémité supérieure du fémur qui s'appelle « l'implant ».

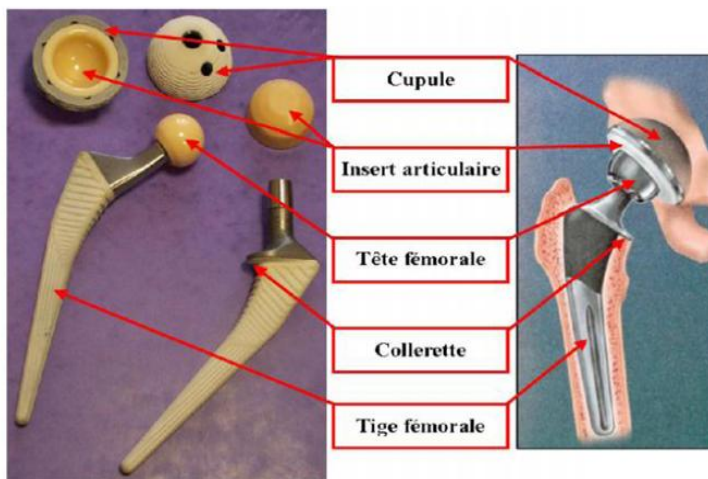


Fig.1. (a) Composantes de la PTH ; (b) Résultat de l'arthroplastie de la hanche [1].

Les deux pièces sont complémentaires, mais elles ne tiennent, emboîtées l'une à l'autre que grâce au tonus musculaire autour de l'articulation de la hanche. Pour que cela marche, il faut donc de bonnes pièces mécaniques (une bonne prothèse), parfaitement positionnées au niveau du bassin et du fémur, bien « ancrées » au niveau du squelette et avec une musculature correcte et bien équilibrée. L'intervention est destinée à des

patients qui souffrent de la hanche. L'atteinte de cette articulation se traduit par des douleurs invalidantes, siégeant au niveau de l'aine et descendant souvent jusqu'au genou ; ces douleurs s'accompagnent d'une diminution de la mobilité de la hanche. Cette situation résulte d'une "usure" de l'articulation : c'est l'arthrose ; celle-ci peut survenir pour de multiples raisons (défaut d'architecture de la hanche, séquelles de traumatismes, etc.). Une prothèse de hanche ne sera proposée qu'à un patient susceptible de pouvoir profiter de cette intervention. Il faut donc être certain que :

- Le patient sera capable de marcher à nouveau après l'intervention ;
- Le patient est en état de supporter l'intervention elle-même (anesthésie, suites opératoires) ;
- Que l'on ne va pas devant de complications prévisibles dans un avenir proche. C'est à dire l'importance de l'examen du patient et le rôle de l'anesthésiste dans la préparation à l'intervention [2].

La fixation de cette pièce est assurée par un ciment qui se solidifie en quelques minutes appelé PMMA (poly-méthyle méthacrylate) [3-4]. La charge supportée par la prothèse va se transmettre à l'os par l'intermédiaire de ce polymère; ce dernier 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 implant-ciment-os. En effet, c'est lui qui se casse le premier en présentant des lisères (des décollements) à l'interface ciment-implant ou des microfissures, lesquelles avec le temps deviennent plus grandes par fatigue, et engendrent la cassure 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 modélisation numérique par éléments finis tridimensionnels a été menée. L'effet de l'orientation de l'implant sur la distribution des contraintes dans les différentes composantes de la PTH a été présenté en détail.

2. Modélisation numérique tridimensionnelle

Le modèle géométrique tridimensionnel de la prothèse de hanche est représenté sur la figure 2a. 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. 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. 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. 2b).

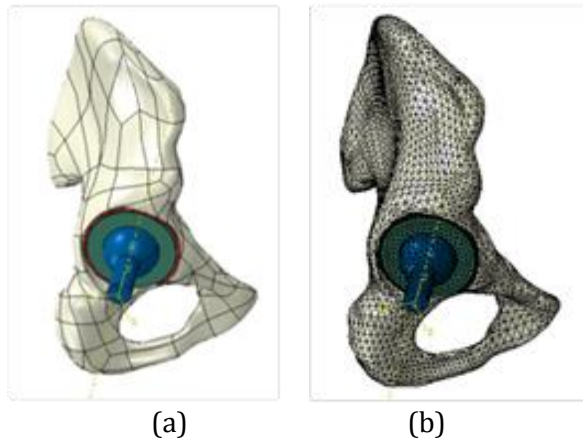


Fig. 2. (a) Modèle géométrique de la PTH et (b) discrétisation par la MEF.

Les conditions aux limites utilisées dans cette étude 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, d'amplitude 2700N, 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.

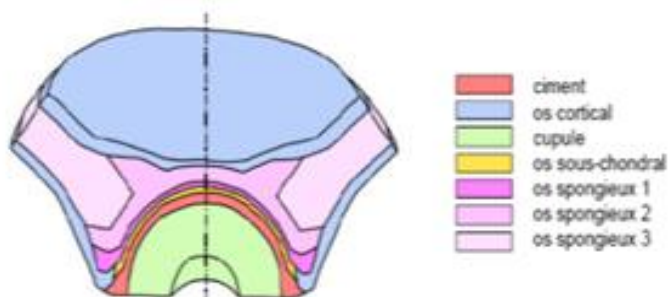


Fig. 3. Représentation schématique de la constitution de l'os [7].

L'os est composé de cinq couches supposées homogènes isotropes linéaires comme le montre la figure 3. Sur le tableau 1 sont regroupées les propriétés mécaniques de l'os, du ciment, de l'implant et de la cupule.

Matériaux	Module de Young E (MPa)	Coefficient de Poisson ν
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

Tableau 1. Propriétés mécaniques des composantes de la PTH [8,9].

3. RESULTATS ET DISCUSSIONS

L'analyse de la distribution des contraintes dans les différents constituants de la partie acétabulaire et de l'implant nécessite trois types de chargements, caractérisés par la position du col de l'implant par rapport à l'axe de la cupule, (Fig. 4). Nous avons opté pour trois orientations définies par des inclinaisons de 0°; 25° et 50°. Notant que, ces dernières reflètent les postures du corps humain.

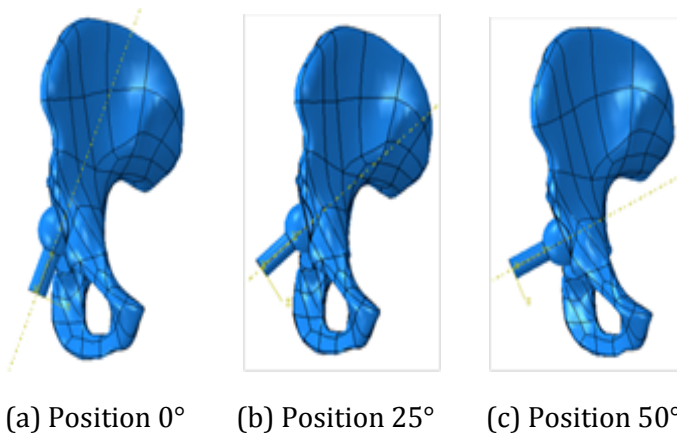


Fig. 4. Positions de l'implant par rapport à l'axe de la cupule.

3.1. Distribution des contraintes dans la jonction os-prothèse

Nous avons analysé la distribution et le niveau des contraintes pour la première position de l'implant (alignement du col de l'implant sur l'axe de la cupule, caractérisé par un angle d'orientation égal à zéro degré (Fig. 5.a). Cette dernière montre que la répartition de la contrainte équivalente de Von Mises n'est pas homogène dans toute la jonction os coxal-PTH. 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 200MPa) dépassant largement les valeurs réelles. Cela résulte de l'application de la charge concentrée sur une petite surface du col fémoral.

Cette contrainte sera transmise du col de l'implant vers les autres composants de la prothèse. Au niveau de l'os coxal les contraintes les plus fortes sont localisées dans l'os du pubis (environ 37 MPa).

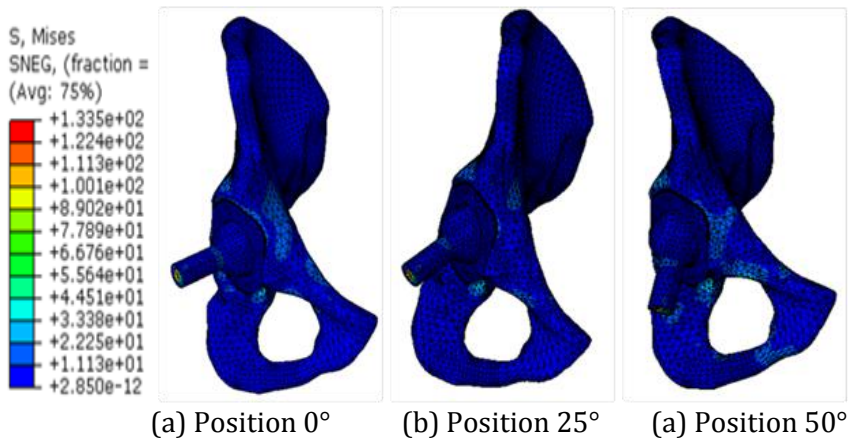


Fig. 5. Répartition de la contrainte équivalente dans l'os coxal- PTH.

La deuxième position de l'implant correspond à une orientation de 25° du col de l'implant par rapport à l'axe de la cupule. Une telle orientation favorise l'accroissement des sollicitations par l'encastrement (Fig. 5.b). Nous constatons que comparativement à un alignement de l'implant sur l'axe de la cupule, une telle orientation conduit à une augmentation de la contrainte équivalente dans la structure.

La troisième position de l'implant est caractérisée par une forte orientation (50°) de l'implant par rapport à la cupule. Sous cet effet, l'implant bute sur la partie supérieure de la cupule (Fig. 5.c). Cette zone se trouve fortement sollicitée ; un tel comportement entraîne une augmentation de la contrainte équivalente. La contrainte la plus forte, de l'ordre de (40MPa), est exercée sur l'os cortical. La partie restante de la structure est soumise à une contrainte équivalente relativement faible (inférieure à 30MPa).

3.2. Répartition des contraintes dans le ciment

Le ciment est un élément très déterminant de la PTH. 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. 6). 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 structure les contraintes restent très faibles (Fig. 6a). En position 0° , la contrainte reste inférieure à 7MPa.

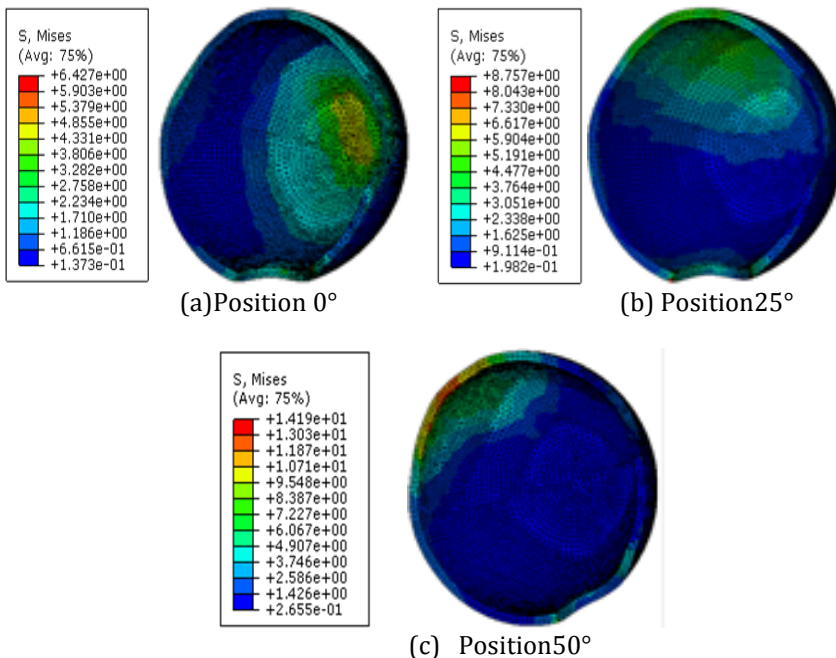
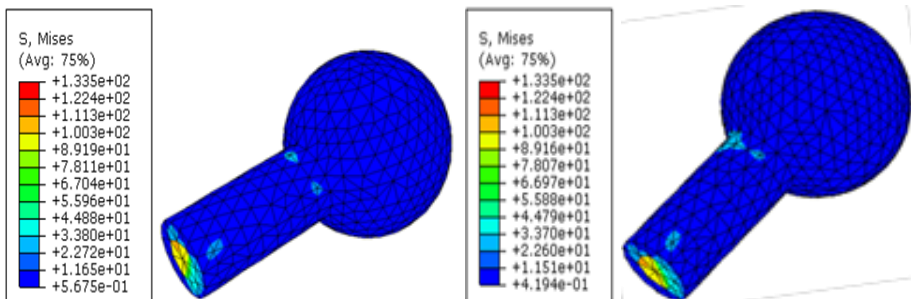


Fig.6. Effet de l'orientation de l'implant sur la répartition de la contrainte de Von Mises dans le ciment.

Une faible désorientation de cet implant engendre la contrainte la plus significative, localisée dans la région soumise au chargement mécanique avec une amplitude plus 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. 6b). Dans ce cas la contrainte de Von Mises ne dépasse pas 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. 6c). Dans ce cas on enregistre une augmentation significative de la contrainte. 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.

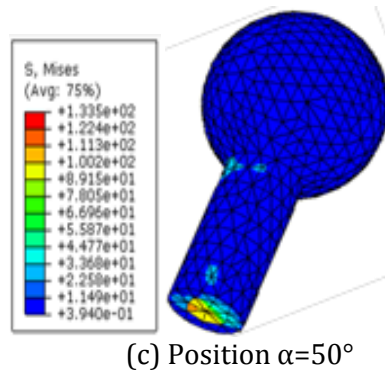
3.3. Distribution des contraintes dans l'implant

Les résultats obtenus pour l'analyse de la distribution des contraintes équivalentes de Von Mises dans l'implant sont illustrés par la figure 7. L'alignement implant-axe cupule entraîne une très faible variation de la contrainte équivalente dans le col de l'implant et dans son extension dans la tête fémorale (Fig. 7a). Les contraintes sont faiblement concentrées sur les arrêtes aiguës entre le col et la tête de l'implant. Une orientation de l'implant de 25° et 50° (Fig. 7b-c) n'entraîne aucune variation de cette contrainte quel que soit le degré d'inclinaison. Un tel comportement s'explique le fait que le chargement au niveau de cette zone n'a pas changé.



(a) Position $\alpha=0^\circ$

(b) Position $\alpha=25^\circ$



(c) Position $\alpha=50^\circ$

Fig. 7. Effet de l'orientation de l'implant par rapport à l'axe de la cupule sur la répartition de la contrainte équivalente dans l'implant.

3.4. Répartition des contraintes dans la cupule

Dans cette section, une analyse de la répartition des contraintes dans la cupule élaborée en polyéthylène de très haut poids moléculaire (UHMWPE : Ultra High moléculaire Wight Polyéthylène) en fonction de la position de l'implant par rapport à l'axe de la cupule a été effectuée. Les résultats de cette analyse montrent que les contraintes équivalentes les plus significatives sont localisées au voisinage de la zone de contact avec la tête fémorale (Fig.8). Ce comportement est dû aux effets des contraintes de compression engendrées par la tête de l'implant d'un coté, et des contraintes de tension résultant de la fixation du pubis d'un autre coté. Notant que l'intensité de cette contrainte demeure faible et ne constitue aucun danger pour le patient.

L'influence de l'orientation de l'implant sur la distribution et l'intensité de contrainte équivalente dans la cupule est illustrée sur la figure 10. Comparativement à la première sollicitation mécanique (Fig. 8a), le deuxième chargement (Fig. 8b) engendre des contraintes d'intensité et de répartition différentes. Toutefois, la zone de contact avec la tête de l'implant est soumise à des contraintes de compression. Les valeurs élevées enregistrées dans cette partie sont dues à l'effet de contact. La traction de la cupule avec l'os dans la zone inférieure de la cupule est à l'origine de l'augmentation de la contrainte équivalente. Dans sa partie supérieure la cupule est moins sollicitée.

Une forte orientation de l'implant (Fig. 8c) entraîne l'intensification des contraintes qui se localisent quasiment sur la bordure intérieure gauche de la cupule au voisinage de l'interface cupule-tête de l'implant. Elle est

de forte intensité comparativement à celles induite par la première et la deuxième orientation. La position de forte concentration des contraintes est localisée dans la zone d'application de l'effort de contact de la cupule avec la tête de l'implant.

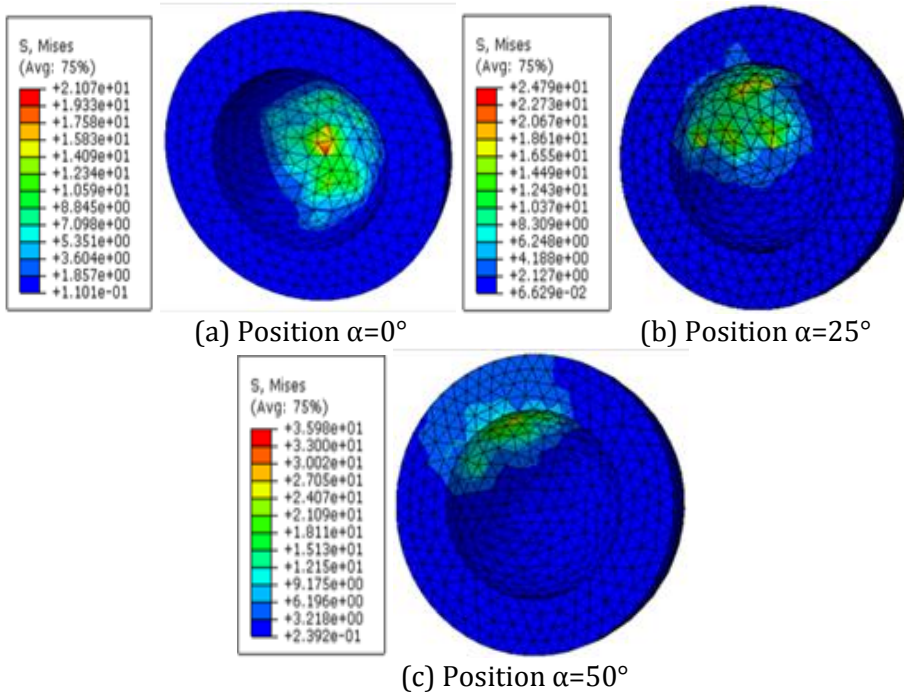


Figure 8. Effet de l'orientation de l'implant par rapport à l'axe de la cupule sur la répartition de la contrainte équivalente dans la cupule.

3.5. Distribution des contraintes dans l'os coxal

Pour compléter cette étude, la répartition et l'amplitude de la contrainte équivalente dans l'os en fonction de la position de l'implant par rapport à l'axe de la cupule a été examinée (Fig.9). Un alignement vertical de l'implant conduit à un niveau de contrainte assez élevé dans l'os, essentiellement dû aux conditions aux limites du déplacement imposé. La tendance vers une position réelle, nécessite de modéliser tout le corps humain. Cette simulation est très complexe à mettre en œuvre.

L'effet de l'orientation de l'implant, quel que soit son degré, sur la distribution et l'intensité de contrainte dans l'os est très peu marqué. Cependant, une augmentation de la contrainte équivalente dans la zone

d'encastrement a été constatée (Fig. 9b). Ainsi, la plus forte contrainte est supportée par l'os cortical (Fig.9c).

Vu la géométrie complexe de l'os coxal, la réparation de la contrainte équivalente n'est pas uniforme. Nous remarquons des valeurs importantes de la contrainte au niveau de la zone de l'os cortical qui est de faible épaisseur et aussi dans les irrégularités de la géométrie de l'os de l'aile illiaque. Une contrainte proche de 50MPa a été constatée au bord du sourcil cotyloïdien au niveau de la troisième posture.

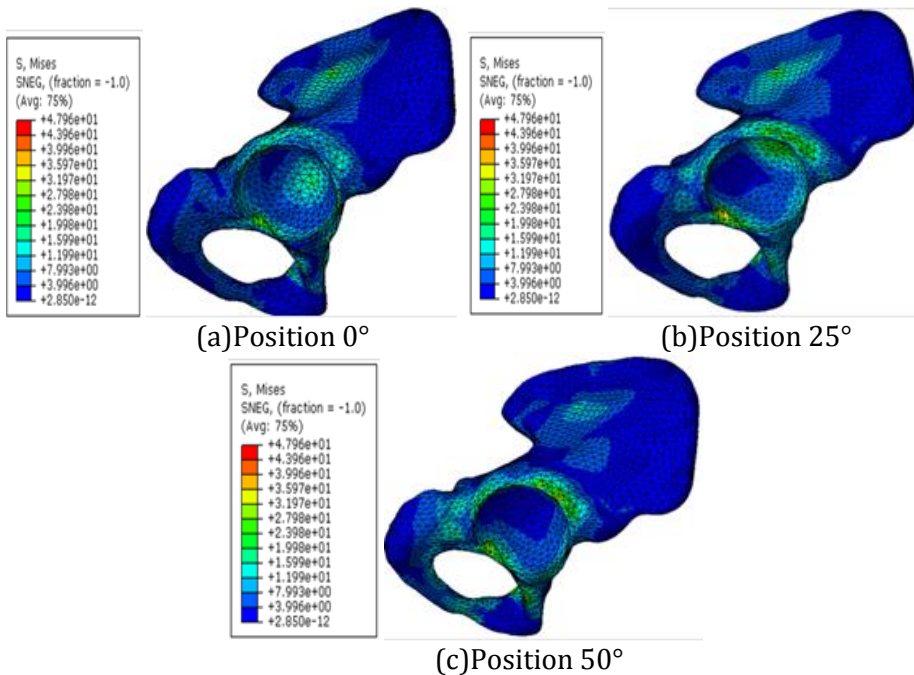


Figure 9. Effet de l'orientation de l'implant par rapport à l'axe de la cupule sur la répartition de la contrainte équivalente dans la cupule.

4. CONCLUSION

A partir des résultats présentés ci-dessus, on peut tirer les conclusions suivantes :

- Un alignement de l'implant sur l'axe de la cupule conduit à une distribution non homogène de la contrainte équivalente dans toute la jonction os coxal-prothèse. Les contraintes les plus intenses sont localisées au niveau de la fixation de l'os du pubis.

Cette contrainte croît avec l'accroissement de l'orientation de l'implant.

- La répartition et le niveau de la contrainte équivalente dépendent de la position de l'implant par rapport à l'axe de la cupule.
- Les contraintes équivalentes les plus significatives dans la cupule générées par un alignement de l'implant sont localisées au voisinage de la zone de contact cupule-tête fémorale de l'implant. Elles sont dues à la compression de la tête de l'implant et à une tension due à la fixation du pubis. Une inclinaison de l'implant engendre des contraintes de niveaux et d'états différents. Ainsi, cette zone est soumise à des contraintes de compression.

Enfin, nous notons que, la répartition de la contrainte dans le cas statique ne constitue pas de risque d'endommagement du ciment orthopédique. Mais, à long terme et suite aux phénomènes de la fatigue du ciment et à cause de la présence de porosité dans ce dernier, ces défauts peuvent mener à l'endommagement et à la rupture du ciment. Ces phénomènes seront l'objet de la prochaine investigation numérique.

Références

- [1] Xiao Su HU, Approche probabiliste de la propagation des incertitudes dans le modèle mécano-numérique du système couple « femur-prothèse non cimentée», Thèse, Université Blaise Pascal – Clairement II, 2010.
- [2] A. Lortat-Jacob Ciments acryliques. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT 25:71-81. Expansion Scientifique Française, Paris, 1986.
- [3] D. Merckx, Les ciments orthopédiques, Dans : Editions Langlais F., Delagoutte J.P., Expansion Scientifique Française : 67-76, 1993.
- [4] M. Pithieux, Lois de comportement et modèles de rupture des os long. Thèse doctorat, Université de la méditerranée ex Marseille II, 2000.
- [5°] Bourgeois Yann, Raffinement d'une nouvelle plaque trochantérienne à l'aide de la méthode des éléments finis, Thèse, École de technologie supérieure, Montréal, 2010.
- [6] J. Tong, K.Y. Wong, Mixed mode fracture in reconstructed acetabulum, Department of Mechanical and design Engineering, University of Portsmouth, Anglesea road, Portsmouth. PO1 3 DJ. UK.
- [7] D.R. Pedersen, R. Crwninshield, A. Brand, C. Johnston, An axisymmetric model of acetabular components in total hip arthroplasty, J. Biomech. 15-4 (1982) 305-315.

[8] D. Foucat, Effets de la présence d'un alliage métallique au sein du ciment de scellement des cupules des prothèses totale de hanche : Etude mécanique et thermique, Thèse doctorat, INSA Strasbourg 2003.