

# Distribution des contraintes dans la prothèse totale de hanche pour trois taille d'implant de type CMK3

Sahli Abderahmane, Benbarek Smail, Cherfi Mohamed, Benouis Ali, Zaagan Mohamed El Salah.

*Djillali Liabes University of Sidi Belaabas. BP 89 cité Larbi Ben M'hidi, 22000, Algeria*

*E-mail: [sahliabderahmen@yahoo.fr](mailto:sahliabderahmen@yahoo.fr)*

## Résumé :

En chirurgie orthopédique et plus particulièrement en arthroplastie totale de hanche, la fixation des implants s'effectue généralement au moyen d'un ciment chirurgical constitué essentiellement de polymère (PMMA). Les fractures et les descellements apparaissent à la suite d'un gradient de contraintes élevé.

Mots clés : MEF, prothèse totale de la hanche, ciment orthopédique, PMMA, biomécanique.

## I.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. [1,2]

La majorité des prothèses posées sont cimentées, c'est à dire que la fixation de la prothèse fémorale et cotyloïdienne est assurée par du ciment chirurgicale. Cette technique a l'avantage d'assurer une stabilité immédiate et parfaite de l'implant, donc de reprendre l'appui et la marche immédiatement et sans douleur [3,4]. Les prothèses cimentées sont actuellement celles qui durent le plus long avec les meilleurs résultats [5,6].

Le descellement des prothèses articulaires cimentées est un problème majeur en orthopédie, la durée de tenue des implants étant en moyenne limitée à 10 ans. Les origines de ces descellements viennent soit d'une maladie de l'os, soit de l'apparition d'une défaillance mécanique du ciment de fixation (PMMA), ou de l'une des interfaces ciment-prothèse, ou ciment-os.

Notre travail se place dans ce contexte et porte sur l'analyse, par la méthode des éléments finis, de la nature des contraintes induites dans les trois éléments de la prothèse et de leurs répartitions. On a généré trois type de prothèse de taille inférieure (100%, 80% et 70%) pour les comparer.

## Modélisation tridimensionnelle

### Modèle géométrique

L'assemblage du ciment, implant et fémur a été réalisé à l'aide du logiciel SolidWorks. Le positionnement de la prothèse par rapport au fémur a été réalisé afin de donner une jonction proche de celle reconstruite réellement par le chirurgien. La figure III.2 montre une section de la jonction reconstruite. La position de la prothèse est réalisé de tel sorte que le ciment orthopédique possède une épaisseur uniforme de 2 mm autour de l'implant afin d'homogénéiser le transfert de charges vers l'os [11].

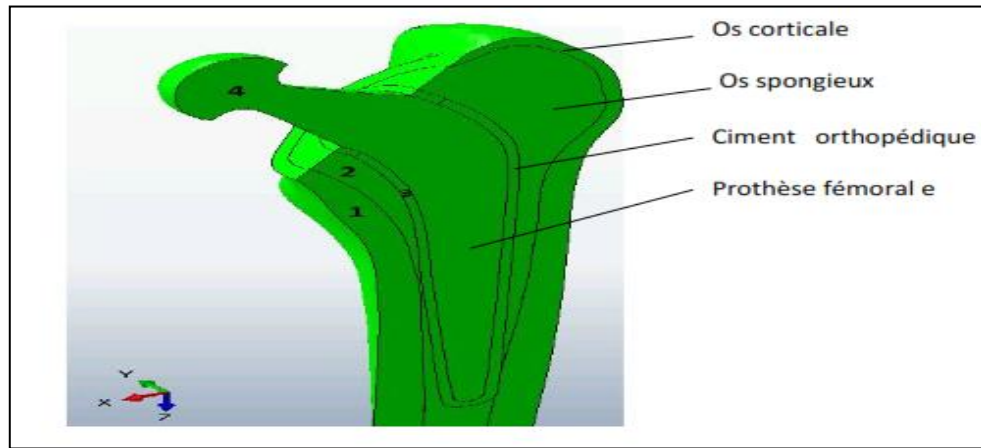


Figure 1 : Modèle tridimensionnel de la prothèse total [6].

Le but principal de la modélisation est d'analyser la distribution des contraintes dans les différents constituants de la PTH. Sur la fig 3 sont représentées les trois taille de l'implant, La prothèse utilisée est une prothèse normalisée de type CMK3 [9].

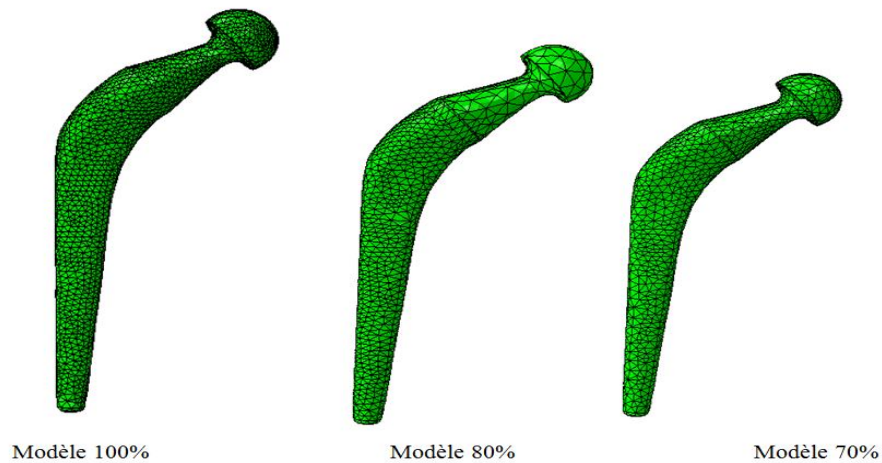


Figure 2: Les modèles géométriques des implant

### Propriété mécanique

Les propriétés mécaniques des composants de la prothèse fémorale sont présentées dans le tableau 1 [8,9]. L'os cortical et l'os spongieux, l'implant, et le ciment orthopédique sont considérés comme des matériaux élastiques et isotropes.

Matériaux	Module de Young E (Mpa)	Coefficient de Poisson $\nu$
Os cortical	17000	0.3
Os spongieux	132	0.3
Ciment (PMMA)	2300	0.3
Implant métallique	210000	0.3

Tableau 1: Propriétés mécaniques des composants de la prothèse fémorale [9].

### Conditions aux limites du modèle

Notre étude est basée sur les travaux effectués par Pauwels [10,11] concernant les charge s'agissent sur le bassin. L'intensité de la force de compression agissant durant la période d'appui monomodale, est environ 4 fois le poids du corps, soit 250 kg pour une personne pesant 70 kg en position monomodale. La valeur de 2,5KN est choisie pour effectuer nos calculs par éléments finis sur la Prothèse fémoral. La partie distale du fémur est encastree. (figure 5)Le contacte entre les différentes composantes de la PTH est considéré comme rigide continue.

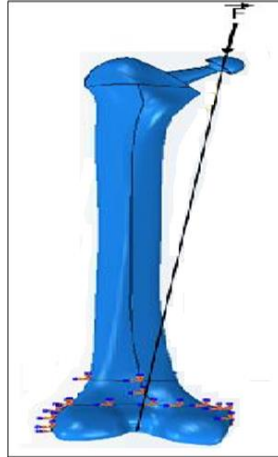


Figure 3: Représentation schématique des conditions aux limites imposées [11].

### Maillage

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. La figure 6 montre le maillage des différentes composantes de la PTH. La figure montre un raffinement de maillage de la zone étudiée.

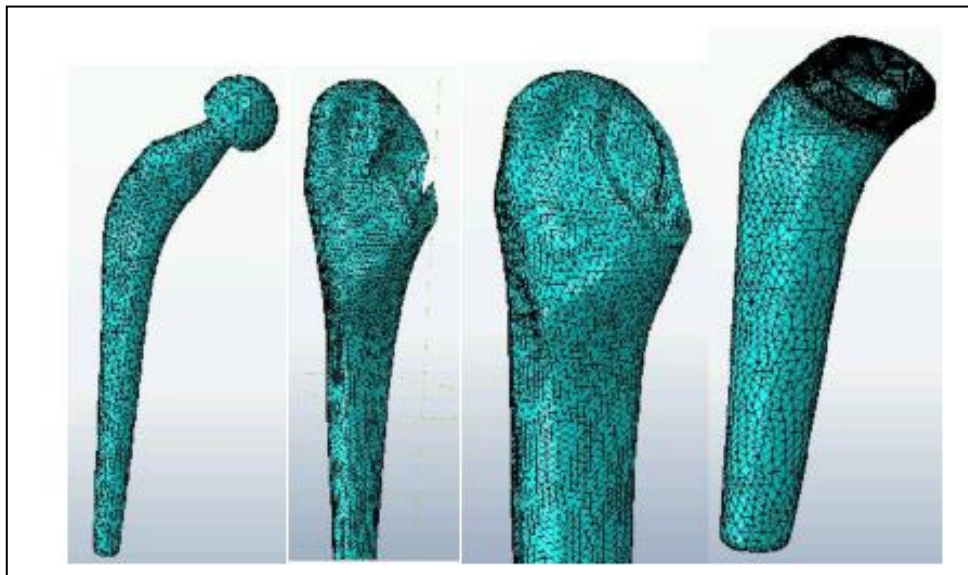


Figure 4: Maillage de la prothèse analysée

### Résultats

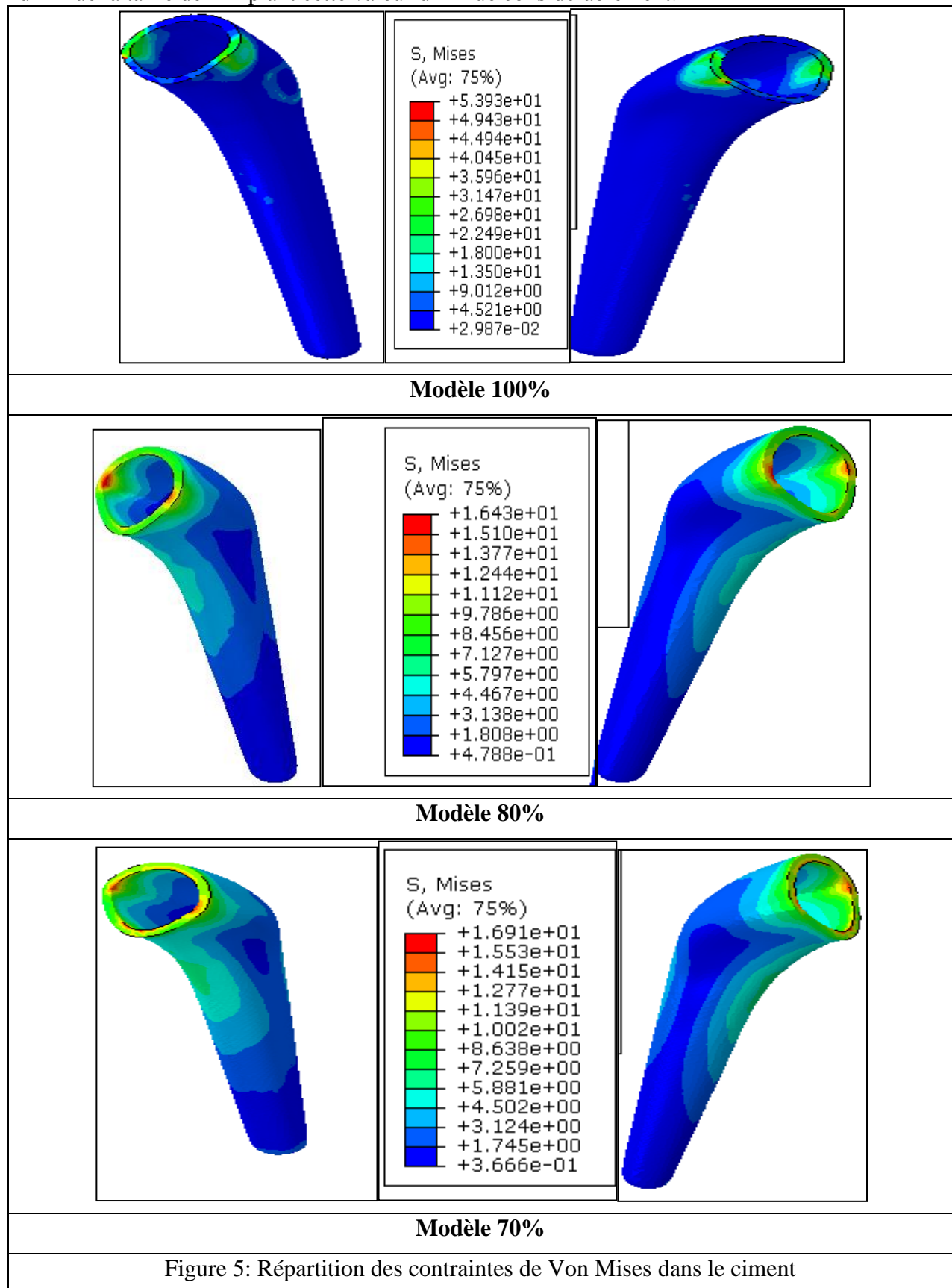
#### Contrainte dans ciment

##### Von Mises :

La figure 5 représentation la distribution de contrainte dans Von mises dans le ciment pour les trois modèles (100%, 80% et 70%).

Nous remarquons une concentration de contrainte dans le ciment de l'ordre 54 Mpa 16,4 Mpa et 16,9 Mpa respectivement.

Nous remarquons aussi une forte concentration de contrainte dans le premier type, lorsqu'on diminue la taille de l'implant cette valeur diminue considérablement.



### Comparaison des contraintes de Von Mises dans le ciment

La figure 6 représentation les courbes des contraintes pour les trois modèles dans le ciment

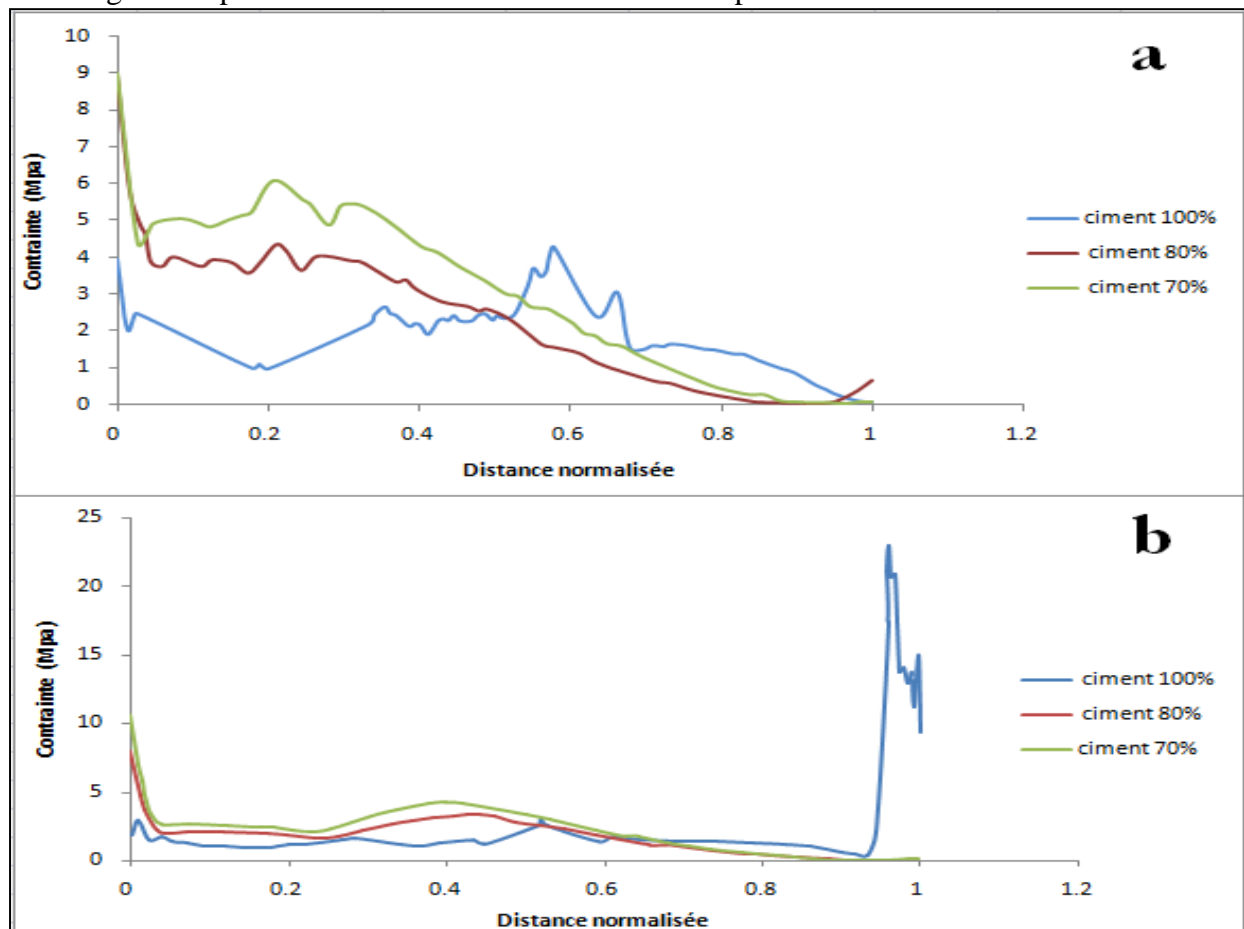


Figure 6: Les courbes distributions des contraintes pour les trois modèles dans le ciment  
(a: cotée intérieur ; b: cotée extérieur)

Pour le cotée intérieur remarquons la contrainte maximale pour le modèle 100% c'est la plus petite valeur pour d'autres modèles et une valeur d'environ 4.5 Mpa, tandis que la contrainte maximal pour les deux modèles 80% et 70% égale à 9 Mpa.

Pour le cotée extérieur remarquons la contrainte maximale pour le modèle 100% c'est la plus petite valeur pour d'autres modèles et une valeur d'environ 2.5 Mpa, tandis que la contrainte maximal pour le modèle 80% égale à 8 Mpa et la contrainte maximale pour le modèle 70% égale à 10.5 Mpa.

### Comparaison des contraintes

La figure 7 représentation les courbes des contraintes pour les trois modèles dans l'implant

Cette dernière montre le niveau et la répartition des contraintes de Von Mises suivant le long de l'os sous l'effet des sollicitations mécaniques appliquées.

Nos résultats montrent que la répartition des contraintes de Von Mises suivant le est non uniforme, on a une forte concentration des contraintes au niveau de la zone distale.

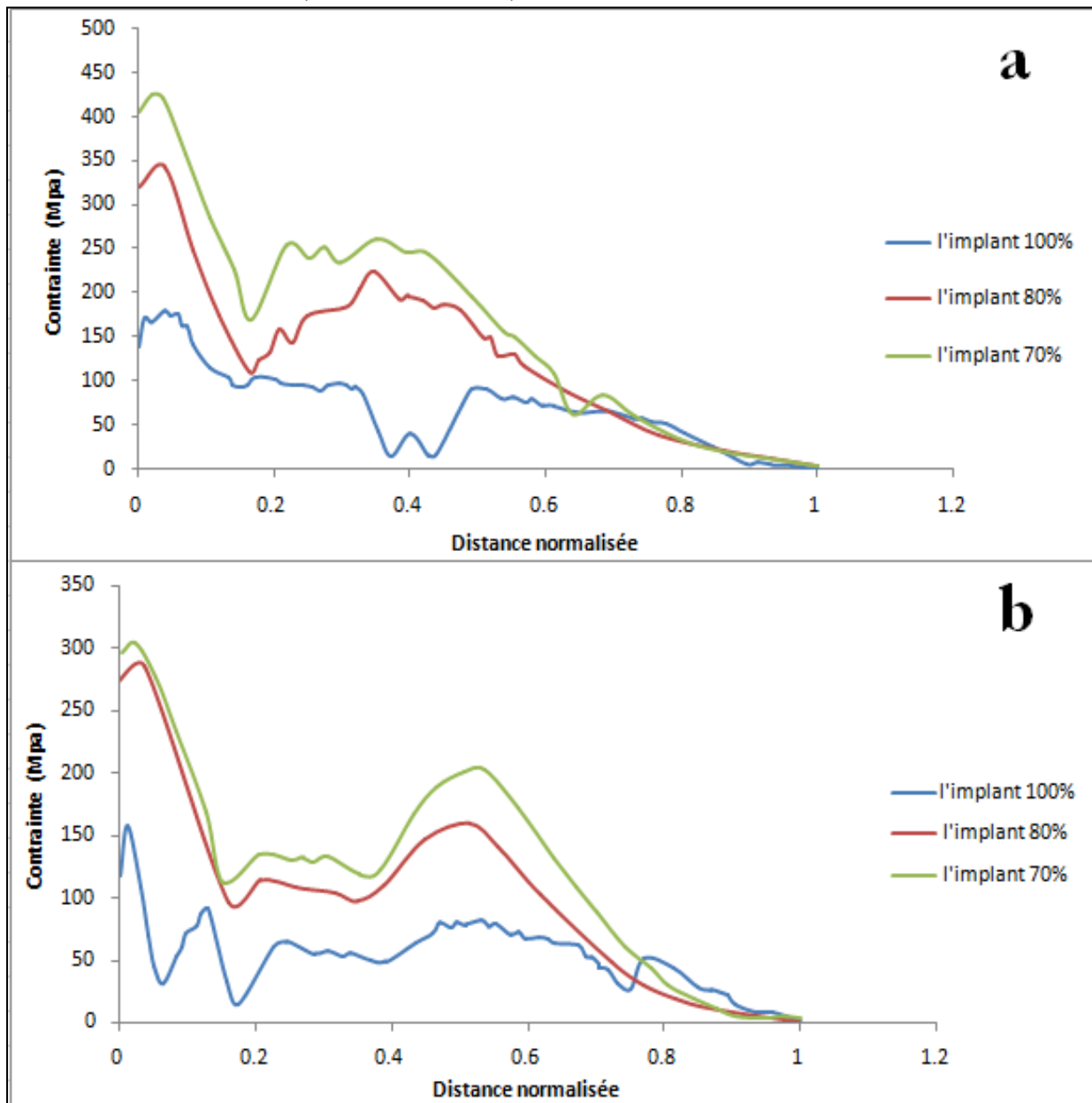


Figure 7: Les courbes distributions des contraintes pour les trois modèles dans l'implant  
(a: cotée intérieure, b: cotée extérieure)

Pour le cotée intérieure remarquons la contrainte maximale pour le modèle 100% c'est la plus petite valeur pour d'autres modèles et une valeur d'environ 140 Mpa, tandis que la contrainte maximal pour le modèle 80% égale à 325 Mpa, et la contrainte maximale pour le modèle 70% égale à 400 Mpa

Pour le cotée extérieure remarquons la contrainte maximale pour le modèle 100% c'est la plus petite valeur pour d'autres modèles et une valeur d'environ 120 Mpa, tandis que la contrainte maximal pour le modèle 80% égale à 275 Mpa et la contrainte maximale pour le modèle 70% égale à 300 Mpa

### Conclusion

Le manteau du ciment est un élément déterminant de la stabilité des PTH et son efficacité est d'une grande importance pour l'estimation de la durée de vie de la prothèse. Généralement, la méthode d'élaboration du ciment orthopédique détermine la qualité du scellement. La porosité du ciment est un facteur difficile à éliminer est contrôler, cette derniers présente des avantages et des inconvénients sur le scellement des PTH.

Dans cette étude, nous avons étudié la probabilité de propagation d'une fissure préexistante dans le manteau de ciment à travers une analyse détaillée sur un modèle 3D d'une prothèse totale de



hanche en utilisant la méthode des éléments finis. Ces résultats peuvent aider le personnel clinique à prédire préalablement un descellement de la PTH s'ils remarquent, après intervention chirurgicale, l'existence des fissures dans des positions en concordance avec nos résultats.

Les résultats obtenus nous permettent de déduire les conclusions suivantes:

- Les conditions de scellement: la position de l'implant par rapport à l'os et le contact entre les différentes composantes peuvent jouer une grande importance sur la répartition des contraintes dans le ciment orthopédique.
- L'os est soumis à de très fortes contraintes équivalentes de Von Mises au niveau des zones proximale et distale de la partie antérieure et postérieure.
- L'implant subit des contraintes très importantes au niveau de la zone proximale. De ce fait il est préconisé une surface de contact entre le ciment et l'os corticale plus grande pour bien distribué le transfert de charge vers l'os cortical et diminué la concentration de contrainte.
- L'étude comparative dans les trois types d'implant montre que celui de taille 100% est le plus dangereux, car il provoque des contraintes les plus intenses.
- Dans une chirurgie orthopédique l'implant de taille 70% et 80% peut être utilisé pour notre malade, puisque les valeurs de contrainte dans le ciment est bien plus inférieure à la limite élastique.
- Le choix entre un implant de taille 70% ou 80% va pencher pour un implant de taille 80% puisque les contraintes dans l'implant est moins importante qu'un implant de taille 70%.

## BIBLIOGRAPHIE

- [1].D. Foucat « Effets de la présence d'un grillage métallique au sein du ciment de scellement des cupules des prothèses totales de hanche. Etude mécanique et thermique » thèse de doctorat de l'université Louis Pasteur Strasbourg1- 2003
- [2].B. Smail « effets des défauts et micro-défauts sur le comportement en rupture du ciment orthopédique des prothèses totales de hanche » thèse de doctorat de l'université de Sidi bel abbès- Avril 2008.
- [3].A.Baudoin « analyse en pre et post opératoire de l'articulation de la hanche à l'aide de reconstructions 3d issues de radiographies biplanaires basse dose » thèse de doctorat de l'Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers- december 2007
- [4].F.Pecqueux « élaboration et propriétés mécaniques de biocéramiques macroporeuses pour la substitution osseuse » thèse de doctorat de l'École polytechnique de l'université de Nantes- décembre 2009
- [5].R.SOUR « Fractures of the limbs, the relationship between mechanism and treatment » Bruxelles- la clinique Orthopédique-1981
- [6].N.Mokhtar « modélisation géométrique d'une prothèse totale de hanche » mémoire magistère de l'université de Batna- 2009
- [7].S. Abderahmane « modélisation de l'endommagement autour d'une cavité dans le ciment orthopédique des prothèses totales de hanche » thèse de doctorat de l'université de Sidi Bel-Abbès- 2014
- [8].S. Baiotto « modèle viscoélastique de remodelage osseux : approches théorique, numérique et expérimentale » thèse de doctorat de l'université Paris xii-2004
- [9].B.MOUNIR « La prothèse totale de la hanche à double mobilité » thèse de doctorat de l'université de Fès- avril 2007
- [10]. T.Achour « Etude du comportement mécanique en rupture d'une prothèse totale de hanche » thèse de doctorat de l'institut de génie mécanique » de l'université Sidi Bel-Abbes.
- [11]. B.Smail « Numerical analysis of the crack growth path in the cement mantle of the reconstructed acetabulum » Materials Science and Engineering: C, Volume 33 Issue 11 January 2013, Pages 543-549
- [12]. M.Bouziane « finite element analysis of the behaviour of micro voids in the cement mantle of cemented hip stem: Static and dynamic analysis » Materials & Design-Volume 31 Issue 1-January 2010-Pages 545-550