

# Prédiction de la propagation de la fissure dans la cupule de prothèse de hanche

Meddour B.(1) Zedira H.(2) Debaili H.(3) Chermime B.(4) Aboudi A.(5)

(1)-(2)-(3)-(4)-(5): Laboratoire LaSP<sup>2</sup>A, Centre Universitaire de Khenchela 40000, Khenchela Algérie

**Résumé :** Dans ce travail on a choisi d'étudier la possibilité de la propagation de la fissure dans la cupule d'une prothèse de hanche. Usuellement cette cupule est fabriquée de polyéthylène mais dans cette étude on a voulu remplacer ce matériau par de l'alumine qui est réputée pour un ensemble d'avantages tels que la dureté, l'inertie biologique, la légèreté ....., mais reste le problème de fragilité pour cela on a supposé un défaut préalablement, ayant employé la simulation numérique, et extrapolé les contraintes normales au voisinage du défaut on a calculé le facteur d'intensité de contraintes

**Mots clé :** Simulation ; Défaut; Cupule

## I. INTRODUCTION

Les prothèses totales de hanche (PTH) sont fabriquées généralement d'acier inoxydable (Tête) et Polyéthylène (Cupule), mais la conductivité thermique, la possibilité de corrosion de l'acier inoxydable et la dégradation du polyéthylène risquent d'engendrer des conséquences post-opératoires telles que les inflammations. Pour remédier à ce problème on a choisi d'opter pour le couple alumine/alumine comme matériaux pour les deux implants de la prothèse en raison des avantages suivants : [1]

- Résistance à la compression voisine de 6000 MPa
- Pureté pouvant atteindre 95.6%
- Finesse de grain de l'ordre de 1.5  $\mu m$
- Rugosité fine  $\sim 0.02 \mu m$
- Mauvaises conductivités thermique et électrique
- Apparence de la prothèse dentaire très proche de celle de la dent naturelle
- Une dureté considérable.
- Une bonne biocompatibilité
- Inertie biologique

Mais l'inconvénient essentiel reste la fragilité ( $KIc = 4MPa\sqrt{m}$ ), c'est dans ce but qu'on a cherché à simuler le comportement mécanique de la prothèse en considérant uniquement la cupule.

## II. MATERIELS ET METHODES

### A. Logiciel de simulation

Abaqus CAE- l'élément fini est le tétraèdre C3D4

### B. Chargement et maillage

Comme le montrent les figures Fig1 et Fig2 la tête ou la cupule est soumise à une charge équivalente à 4 fois le poids du patient (supposé 100Kg) s'appuyant sur un seul pied. [2]

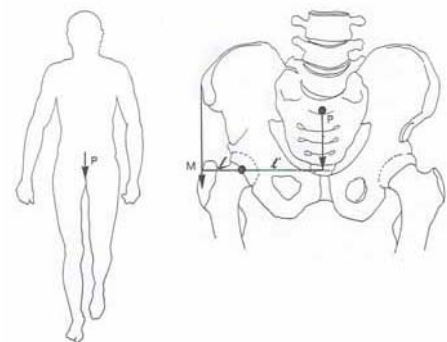


Fig1. Position d'étude [2]

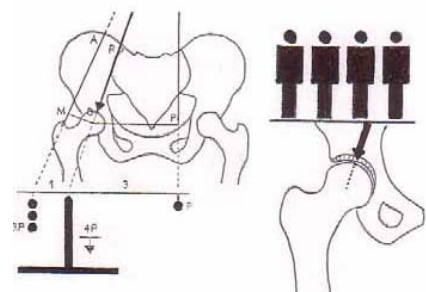


Fig2. Intensité du chargement [2]

Ainsi la modélisation du chargement a été comme suite:

### III. RESULTATS

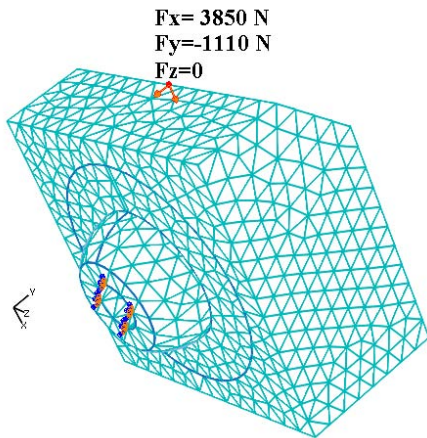


Fig3. Modélisation du chargement et du contact

Implant	Nombre de noeuds	Nombre d'éléments
Cupule	1176	5065
Tête	432	1876
Prisme	1932	8498

Tableau1. Nombre de noeuds et éléments

#### C. Caractéristiques des matériaux

Constituants	Matériau	Module de Young (MPa)	Coeff de Poisson	Ténacité (MPa.m <sup>1/2</sup> )
Tête	Alumine	400000	0.28	4
Prisme	Os	20000	0.33	-
Cupule	Alumine	400000	0.28	4

Tablrau2.Caractéristiques des matériaux

#### D. Détail du défaut

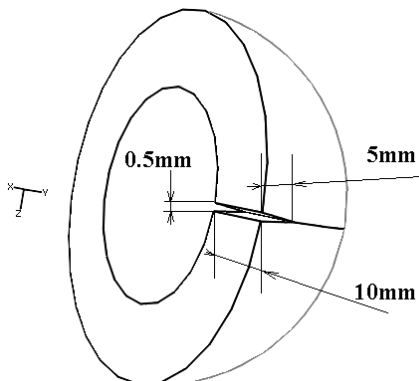


Fig4. Dimensions du défaut

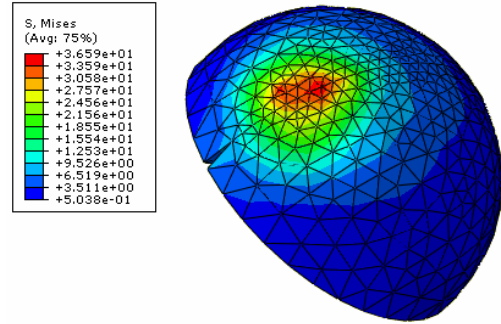


Fig4. Distribution des contraintes VMises (Cupule)

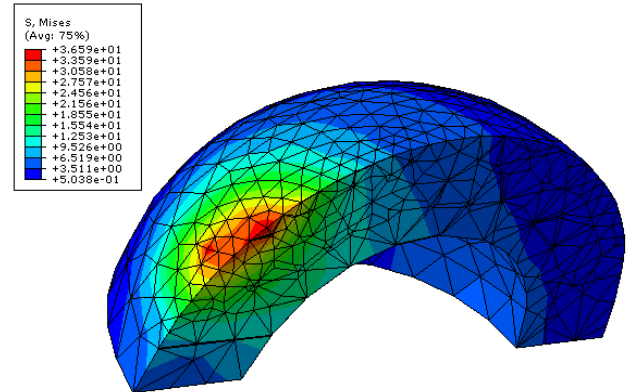


Fig5. Détail de la distribution des contraintes VMises (Cupule)

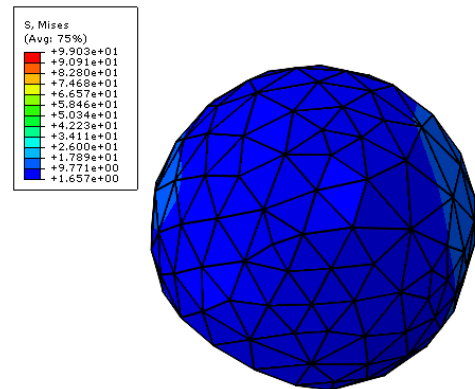


Fig6. Distribution des contraintes Vmises sur la Tête

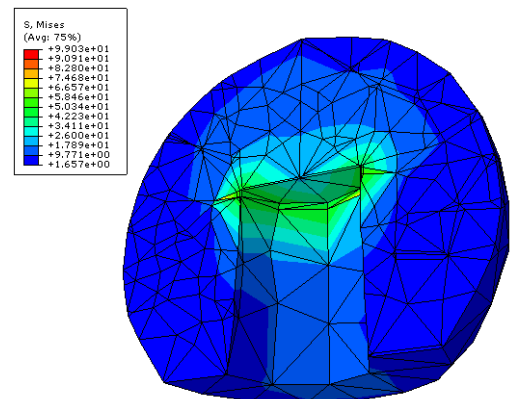


Fig7. Détail de la distribution des contraintes VMises (Tête)

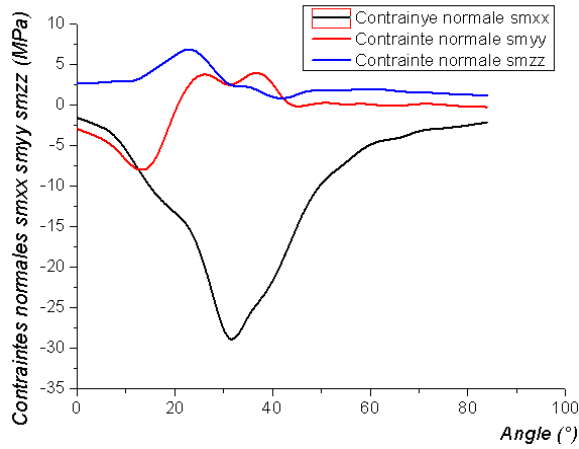


Fig8. Variations des contraintes normales au voisinage du défaut

Les relations entre la contrainte et le facteur d'intensité de contraintes sont données par les relations suivantes : [3]  
 Pour déterminer  $K_I$  on a utilisé la méthode d'extrapolation au point  $r=0$  le long de la ligne de propagation de la fissure à  $\theta=0$  :

$$\lim_{r \rightarrow 0} \sigma_{ij}^{(l)} = \frac{K_I}{\sqrt{2\pi r}} f_{ij}^{(l)}(\theta)$$

$$KI(r) = f(r) = f(r_0) + \frac{\Delta y_0}{h}(r - r_0) + \frac{\Delta^2 y_0}{2!h^2}(r - r_0)(r - r_1) + \dots$$

$$\Delta y_0 = f(r_1) - f(r_0)$$

$$\Delta y_1 = f(r_2) - f(r_1) \quad [4]$$

.....

$$\Delta^2 y_0 = \Delta y_1 - \Delta y_0$$

.....

On obtient  $KI=0$

## VI. DISCUSSION

La distribution des contraintes montrent des points chauds loin de la fissure en d'autres termes le fond de la fissure ne présente pas de concentration de contraintes malgré la présence d'un défaut et le chargement relativement élevé 4 fois le poids du patient, en plus le calcul du facteur d'intensité de contraintes du mode I montre que la cupule est loin du risque de fissuration.

## V. CONCLUSION

Les résultats de ce travail montre qu'on peut utiliser l'alumine comme matériau pour la cupule et pas de risque de propagation de fissuration et donc profiter des avantages cités précédemment.

## VI REFERENCES

- [1] Meddour B. & Zedira H. "Nouveau design de la tête de la prothèse d'épaule" Spectrosciences 2008.
- [2] Friedrich Pauwels "Biomécanique de la hanche saine et pathologique" Springer verlag, Berlin Heidelberg New york 1977. J. Clerk Maxwell, A Treatise on Electricity and Magnetism, 3rd ed., vol. 2. Oxford: Clarendon, 1892, pp.68-73.

[3] Bernard BARTHELEMY "Notions pratiques de mécanique générale" Editions Eyrolles Paris 1990. K. Elissa, "Title of paper if known," unpublished.

[4] I. Chichérbatski. "Analyse numérique cours et problèmes". Office des publications universitaires-1993