

# Modélisation du comportement en rupture dans le cas d'une fissure 3D émanant d'un corps étranger (inclusion osseuse) dans le ciment (PMMA) de la prothèse totale de la hanche.

M. CHERFI<sup>a</sup>, A. SAHLI<sup>a</sup>, S. BENBAREK<sup>a</sup>

a) Department of Mechanical Engineering-Sidi Bel Abbes (LMPM)- ALGERIE

[mouh\\_cherfi@hotmail.fr](mailto:mouh_cherfi@hotmail.fr)

[sahliabderahmen@yahoo.fr](mailto:sahliabderahmen@yahoo.fr)

[sma\\_benbarek@yahoo.fr](mailto:sma_benbarek@yahoo.fr)

## Résumé :

*En chirurgie orthopédique et plus particulièrement en arthroplastie totale de la hanche, la fixation des implants s'effectue généralement au moyen d'un ciment chirurgical appelé (PMMA). Ce ciment doit assurer une bonne adhésion entre les constituants de la PTH d'une part et d'autres d'assurer un bon transfert de la charge, cet élément comme si fragile, le gradient de contrainte influe directement sur la fonctionnalité de ce dernier ce qui favorise l'apparition des fractures. Dans cette simulation nous essayons d'étudier le comportement en rupture du ciment en présence d'un corps étrangé (inclusion osseuse) sur laquelle on a supposé le début d'une fissure. D'abord pour implanter la prothèse on doit avant préparer l'os receveur à l'aide d'un appareil de façon à rendre la surface extérieure rugueuse. Cette opération engendre quelques impuretés ou débris d'os. À partir de cette probabilité, nous allons supposer qu'une fissure de taille microscopique est apparue. L'objectif de notre travail est d'étudier l'effet de la présence de cette (inclusion fissure) sur les zones où les conditions extérieures (charges, formes, et géométriques) peuvent provoquer l'ouverture de la fissure, et d'étudier la probabilité de la rupture du ciment PMMA qui conduise au descellement aseptique de la prothèse.*

*À cet effet, nous avons étudié par la méthode des éléments finit l'effet de la charge appliqué, la géométrie ainsi la présence de l'ensemble inclusion fissure sur l'état de contrainte ainsi le comportement en rupture de cet élément déterminant de la PTH. Le système de charge considéré est le cas de surcharge trébuchement du patient. Nous avons constaté que les contraintes les plus intenses se positionnent autour de la pointe aiguë du fragment d'os et enregistrent un niveau très intense de contrainte de FIC provoquant un endommagement du PMMA autour de la pointe du débris d'os, ce qui favorise l'état de descellement de la prothèse totale de la hanche.*

## Abstract :

*In orthopedic surgery and in particular in total hip arthroplasty, the implant fixation is carried out using a surgical cement called polymethylmethacrylate (PMMA). This cement have to insure a good adhesion between implant and bone and a good load distribution to the bone. By its fragile nature, the cement can easily break when it is subjected to a high stress gradient by presenting a craze zone in the vicinity of inclusion. The focus of this study is to analyze the effect of inclusion in some zone of cement*

*in which the loading condition can lead to the crack opening leading to their propagation and consequently the aseptic loosening of the THR. In this study, the fracture behavior of the bone cement including a strange body ( bone remain) from which the onset of a crack is supposed. The effect of loading condition, the geometry, the presence of both crack and inclusion on the stress distribution and the fracture behavior of the cement. Results show that the highest stresses are located around the sharp tip of bony inclusion. Most critical cracks are located in the middle of the cement mantle when they are subjected to one leg standing state loading during walking.*

**Mots clefs : méthode des éléments finis, prothèse totale de la hanche, inclusion osseuse, biomécanique, facteur d'intensité de contrainte, technique de submodeling.**

## **1 Introduction**

L'arthroplastie est une opération destinée à restituer la mobilité à une articulation et leurs fonctions aux muscles, ligaments et autres structures constituées de tissu mou qui contrôlent cette articulation en créant un nouvel espace articulaire, elle a pour objectif de soulager le patient d'une douleur invalidante, de lui redonner un mouvement, et parfois de corriger une malformation [5], plus que 800 000 arthroplasties de la hanche sont effectuées chaque année [16, 17]. L'implantation d'une prothèse totale de hanche dans le corps humain est une intervention chirurgicale qui demande une précision de la part médicale et beaucoup plus d'importance de la part des mécaniciens [1,2] pour assurer une bonne fonctionnalité de cette dernière à fin d'atteindre les objectifs prévus. Dans notre étude on s'intéresse par l'arthroplastie cimentée, donc l'analyse de l'élément déterminant (ciment PMMA) de la PTH est devenue primordiale afin de déterminer les zones qui convergent à la fissuration du ciment en provoquant le descellement de la PTH [3,4].

Le ciment de PTH doit systématiquement résister aux contraintes engendrées par l'effort mécanique de différents mouvements du corps humain qui répond aux besoins quotidiens du patient, ce type de contrainte permet d'évoluer une simple micro-fissure à la rupture fatale du liant et par conséquent au descellement de la PTH [6] [18]. Donc notre but est double : montrer l'effet de la présence d'une impureté, et de présenter l'influence d'une fissure sur le comportement en rupture de ce matériau.

Rappelons que cette étude tridimensionnelle a été faite par la méthode des éléments finis, nous avons opté pour trois orientations définies par des inclinaisons de  $0^\circ$  ;  $23^\circ$  et  $-23^\circ$ , ces dernières reflètent les postures du corps humain.

Rappelons que nous avons étudié le comportement en rupture du ciment PMMA de scellement de la prothèse totale en jugeons le facteur d'intensité de contrainte (FIC), sous un chargement d'un poids corporel moyen de 7 fois la charge appliquée par le poids d'un corps humain moyen, c'est le cas d'un trébuchement du patient durant la fonctionnalité de la marche [8].

## 2 Modélisation tridimensionnelle

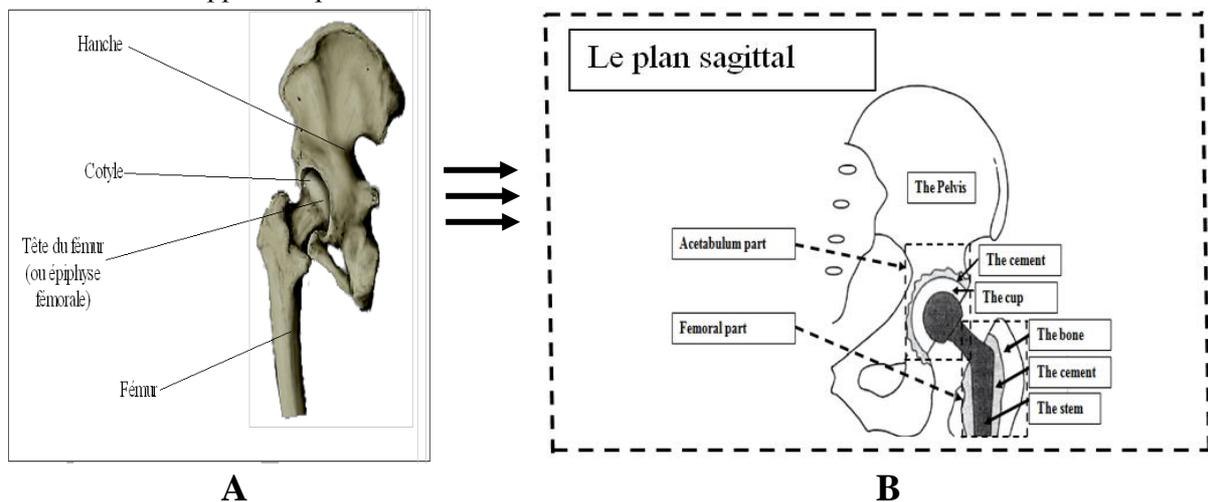
### 2.1 Model géométrique (élément finis)

La présente figure montre le modèle géométrique tridimensionnel utilisé dans cette étude, il comprend l'implant fémoral, le ciment orthopédique, la cupule, et l'os iliaque, le tout formant la prothèse totale de la hanche.

À l'aide d'une technique d'imagerie médicale appelée (CT-scan) permettant d'obtenir des images détaillées de la région de fémur, nous avons conçu un modèle géométrique 3D qui présente une approche de la structure réelle de cette partie du corps humain [9,10][11].

Rappelons que cette simulation tridimensionnelle a été faite pour but de montrer l'effet de la présence d'une inclusion volumique sur l'état de contrainte et étudier le comportement en rupture à l'aide d'une fissure émanant de cette inclusion osseuse, le plan où la simulation a été focalisée appelé cliniquement le plan sagittal, mécaniquement on l'appelle le plan de chargement.

Le plan sagittal découpe le volume du ciment PMMA, tout en créant un nouveau plan appelé le plan circonferentiel, sur ce plan l'inclusion osseuse se déplace le long du ciment de 0° à 160°, cette orientation on l'appelle la position circonferentielle.



**Figure 1 : la partie acétabulaire du corps humain.**

- La figure 1-A représente la partie acétabulaire réel du corps humain, elle est présentée sans anomalie.
- La figure 1-B représente la partie acétabulaire après intervention chirurgicale ou implantation de la prothèse totale de la hanche, elle est présentée dans le plan sagittal.

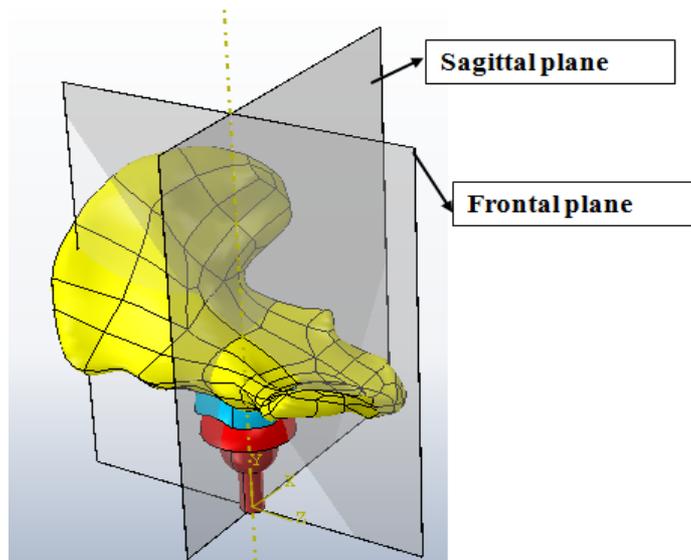
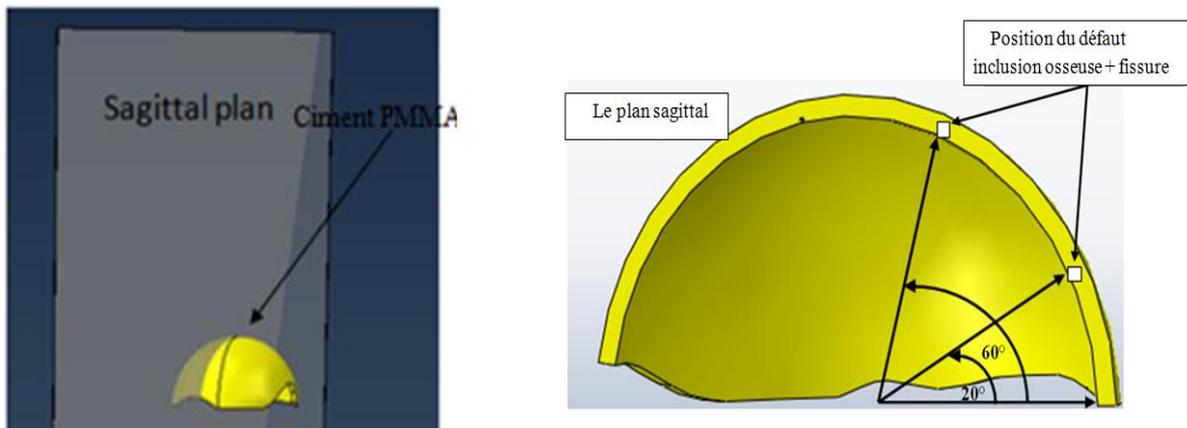


Figure 2 : le modèle géométrique et la schématisation des deux plans : sagittal, et frontal.



La figure 3 représente la forme du ciment chirurgical PMMA et la position de défaut (inclusion osseuse+fissure) par rapport au plan sagittal.

Dans notre étude notre choix de la position circonférentiel est tombé sur un pas de  $10^\circ$ , ce qui permet de varier l'angle de  $0^\circ$  à  $160^\circ$  voire figure 3, le but prévu de cette étude est de prédire le risque de propagation en premier lieu à partir d'une fissure existant dans le ciment de la PTH.

Figure 3 : la position circonférentiel.

## 2.2 Matériel

Dans cette étude nous avons déduire les propriétés mécaniques des composants de la prothèse totale de la hanche à partir de plusieurs ouvrages et références spécialisées dans la biomécanique [9,12]. Le tableau au-dessous présente en détaille les différentes constituantes de la PTH ainsi leurs propriétés mécaniques, on peut distinguer l'os coxal, l'implant fémoral, ainsi la cupule, et le ciment orthopédique (PMMA).

Matériaux	Module de Young E (MPa)	Coefficient de Poisson $\nu$
Os coxal	17000	0.30
La cupule	690	0.30

Ciment (PMMA)	2000	0.30
implant métallique	210000	0.30

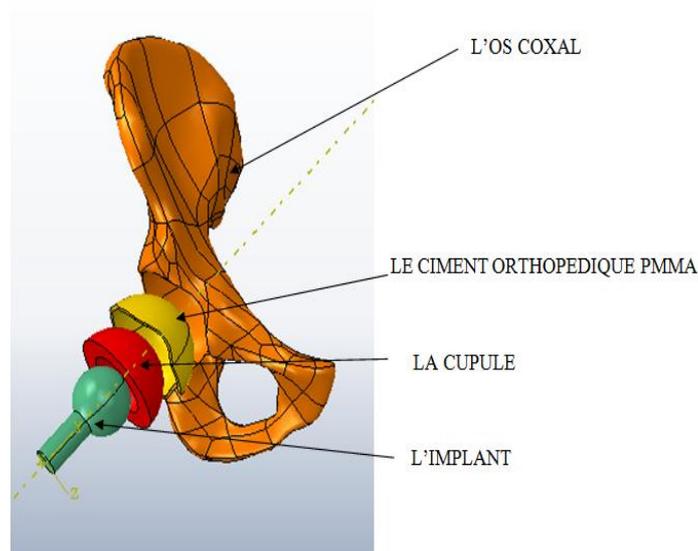


Figure 4 : les éléments constitutifs de la PTH.

### 2.3 Model de chargement

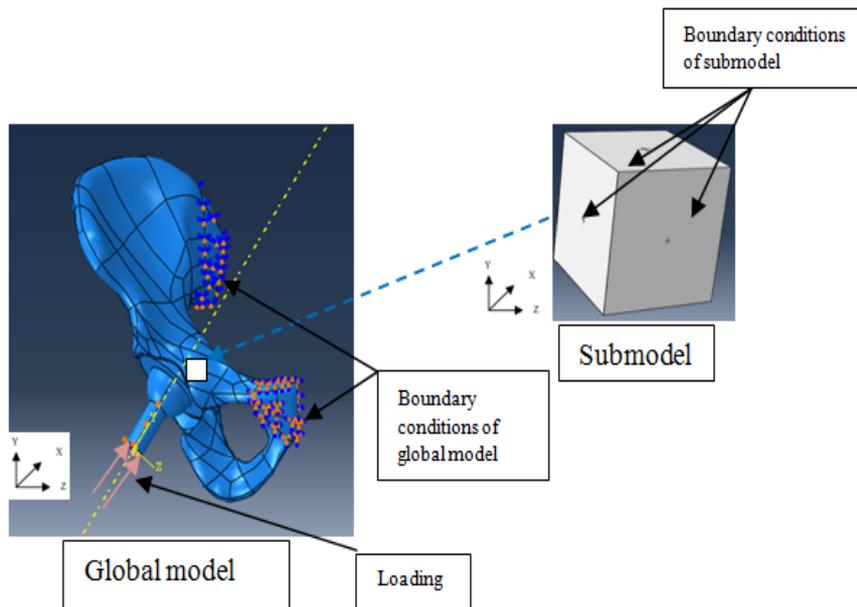
Pour le mode de chargement, on peut pencher sur plusieurs études qui ont été mené dans ce domaine tel que s'elle de Pawels et al, ces derniers ont trouvé que la force maximale agissant sur la tige de tête est trois fois le poids du corps [19].

D'autres études ont été faite sur les activités physique durant la fonctionnalité de la marche : quatre personne sur 9 présentent une force maximale exercée agissant sur la tête de la tige est environ de 300% du poids de corps humain [20].

Dans notre étude la partie supérieure appelée os iliaque possède un seul degré de liberté, c'est-à-dire que le mouvement possible de cet organe est un petit déplacement vertical. La charge est appliquée sur la partie inférieure (fémur et tête fémorale), a cet effet nous devons fixer le système de l'autre côté (pubis), donc les conditions aux limites imposées sont [6,9,10]:

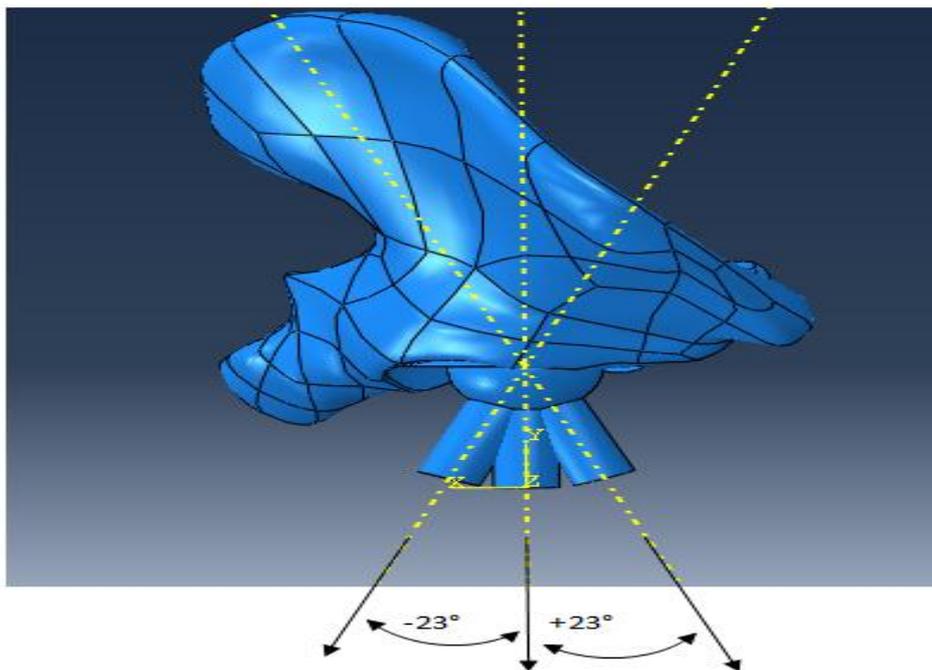
- Un encastrement imposé au pubis.
- Déplacement imposé nul sur l'aile de l'os iliaque.
- Une charge uniformément répartie imposée sur l'implant, elle est d'amplitude de 20 Mpa.

Dans cette étude nous avons pris un chargement dans le cas d'un trébuchement du patient, cet acte génère une charge vaut 7 fois la charge appliquée par le poids d'un corps humain moyen qui pèse 70 Kg. Le contacte entre les différentes composantes de la PTH est considéré comme rigide continue [8].



**Figure 5 : Représentation schématique des conditions aux limites imposées.**

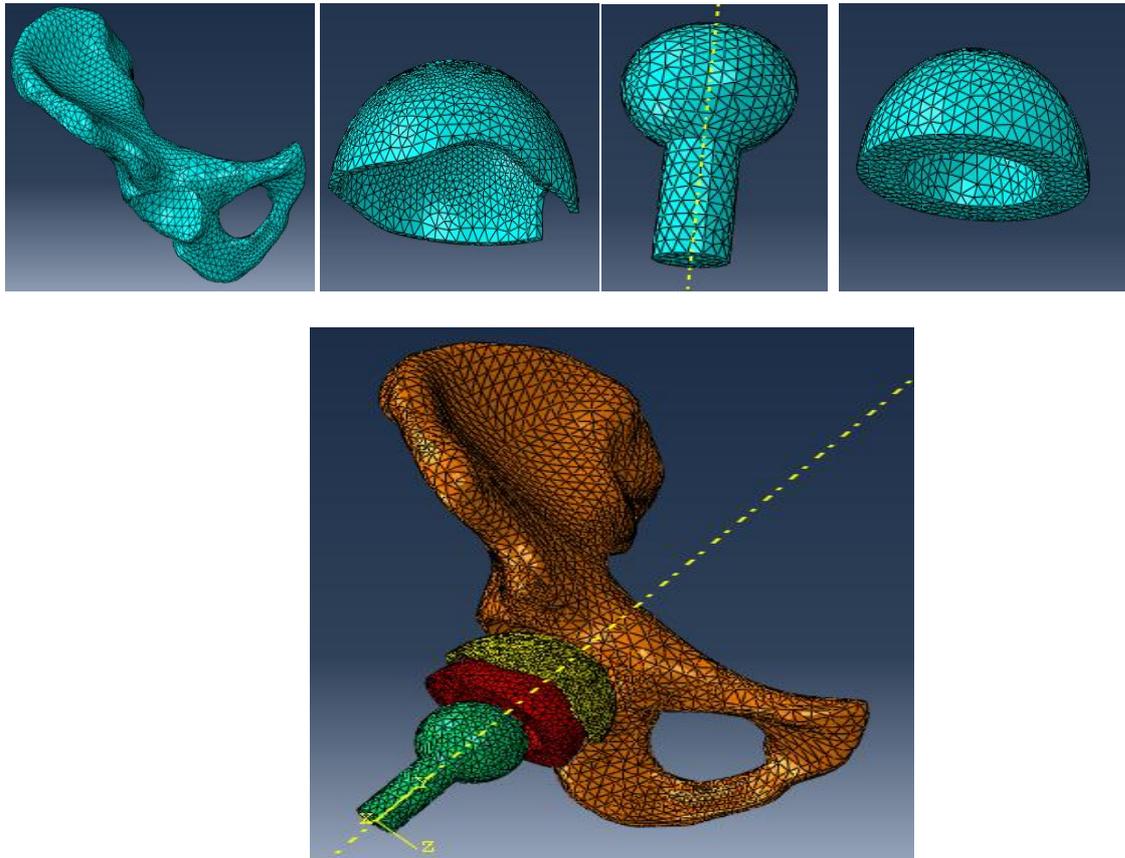
Le modèle géométrique tridimensionnel représente une approche de la structure réelle de la partie acétabulaire du corps humain, à cet effet nous avons même respecté les trois positions de l'implant fémoral qui reflète les postures du corps, notons la position non orienté est de  $0^\circ$  de l'implant, et les deux positions orientées présentent une inclinaison de  $+23^\circ$  et  $-23^\circ$  [7]



**Figure 6 : Les trois positions de l'implant fémoral.**

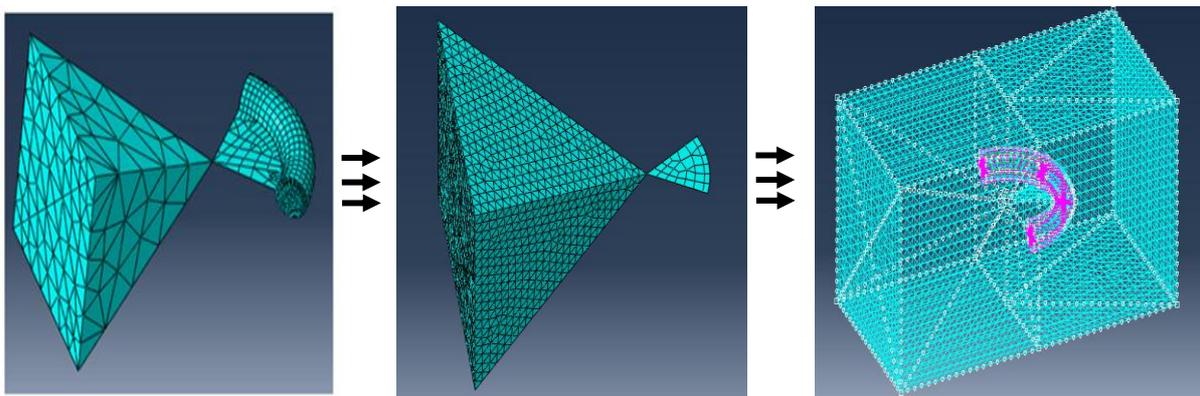
## 2.4 Maillage

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 aboutir à une convergence des résultats.



**Figure 7 : Maillage de la prothèse analysée et leurs constituants.**

Pour avoir une bonne évaluation du facteur d'intensité de contraintes, le maillage doit être très raffiné à proximité du front de fissure. La figure 8 représente schématiquement le maillage utilisé pour le submodel : inclusion osseuse (pyramide), une fissure (triangulaire).



**Figure 8 : Représentation schématique du submodèle avec fissure.**

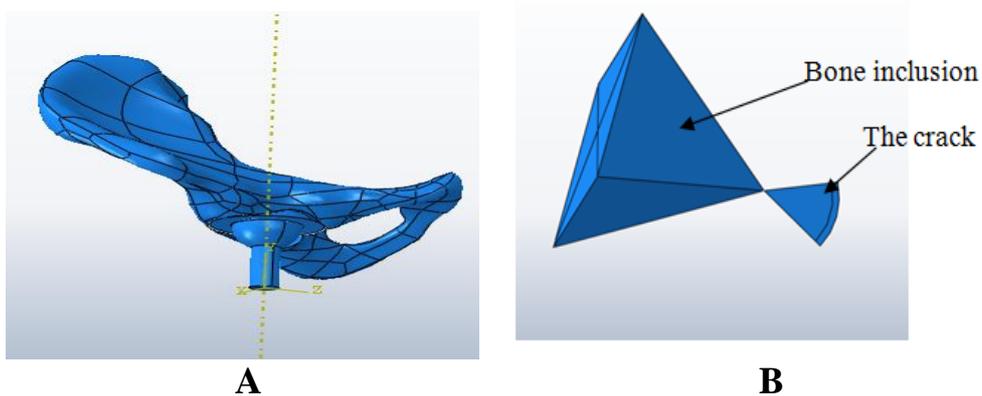
## 2.5 Technique de submodeling

Le submodeling est une technique de modélisation générée par le code de calcul Abaqus Software, cette dernière nous permet de déduire plusieurs données physiques (mécanique et thermique ou mathématique) telles que l'amplitude de la contrainte, le calcul d'intégral J, le facteur d'intensité de contraintes..., dans cette étude notre intérêt est porté sur le calcul du FIC au voisinage du front de fissure [13].

Le calcul avec le submodeling est basé sur une logique de changement de repère à partir d'un modèle primaire (global-modèle) avec un système de coordonnées et propriétés mécaniques bien définies. Tout d'abord le calcul s'effectue sur ce type de (géométrie et caractéristique) pour déduire les conditions de frontière, afin de définir les nouvelles conditions dans le submodèle le logiciel effectue un changement de repère à partir du modèle global en basant sur une interpolation sur surface du sous modèle en utilisant une fonction d'interpolation appropriée. Donc les données de submodèle sont définies directement au niveau des surfaces d'intersection avec des conditions aux limites appliquées sur le sous modèle, ce qui nous permet de les analyser séparément [14,15]

Cette technique génère deux calculs :

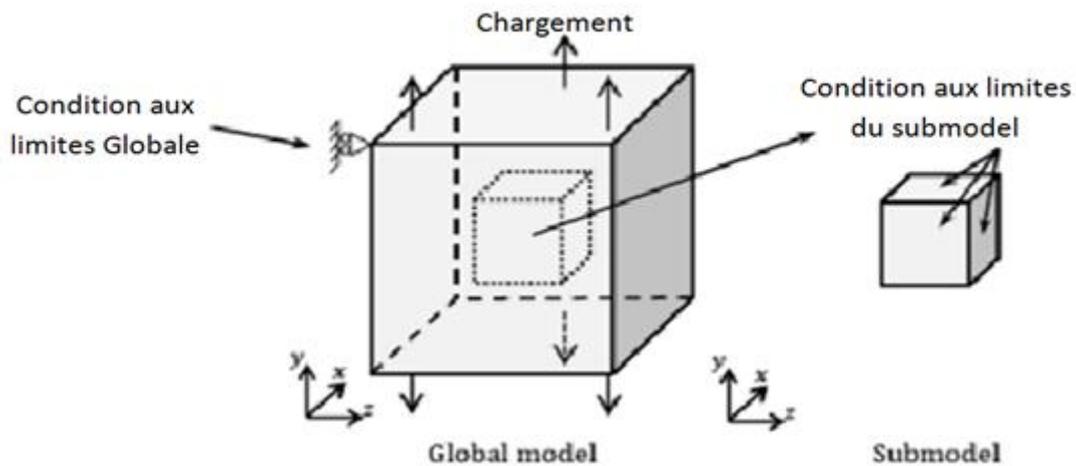
- Le calcul du modèle global qui contient la géométrie primaire, le chargement et les conditions aux limites, le repère principale. Voir figure 9 et 10
- Le calcul du submodèle qui contient la géométrie, et conditions aux limites transférées à partir du modèle global. Voir figure 9 et 10



**Figure 9 : schématisation (du global modèle et sub modèle).**

La figure 9-A représente le modèle global la PTH .

La figure 9-B représente le submodèle inclusion + fissure.



**Figure 10 : schématisation du globale et submodel et les conditions aux limites.**

L'utilisation de cette technique est jugé bénéfique vu la simplicité d'utilisation et le temps pris dans le calcul, un seul calcul est suffisant pour le modèle global, la possibilité de changer le repère dans n'importe quelle direction ainsi l'orientation et les positions de la fissure.

Du point de vue numérique, l'utilisation de cette technique génère une matrice de rigidité simple et non compliquée ce qui demande une capacité ordinaire de mémoire de calcul, ainsi le temps d'obtention des résultats est courts comparativement d'un calcul sur le modèle global.

### 3 Résultats

#### 3.1 Comportement en rupture du ciment PMMA

Dans cette présente simulation nous avons supposé la présence d'un corps étranger (inclusion osseuse) dans le ciment de scellement du PTH, ce corps est représenté en forme d'une pyramide qui justifie l'existence d'une fissure de forme triangulaire qui se produit à partir de l'inclusion osseuse, la figure ci-dessous montre la forme, la géométrie ainsi le maillage de l'ensemble submodel.

Les graphes aux dessous représentent la variation du facteur d'intensité de contrainte en fonction de la position circonférentielle de défaut dans les trois type de chargement (position non orienté, position orienté à 23° en arrière et en avant)

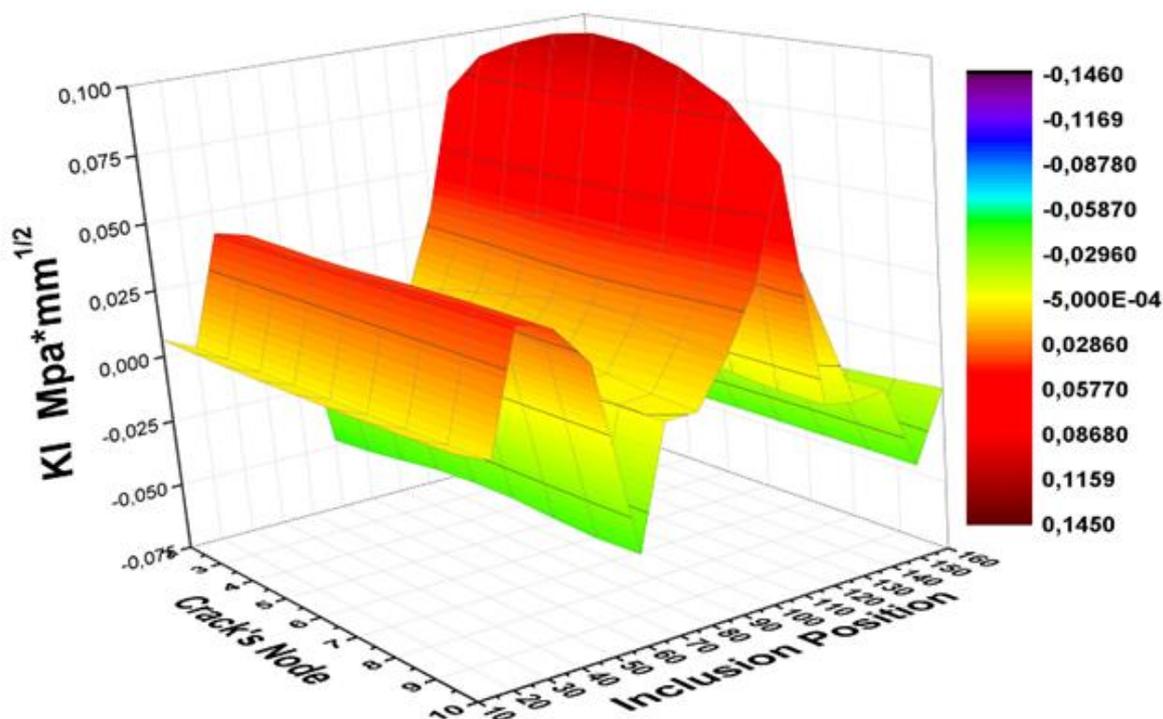


Figure 11 : Distribution du  $K_I$  au front de fissure en fonction de la position circconférentielle (Implant Normal)

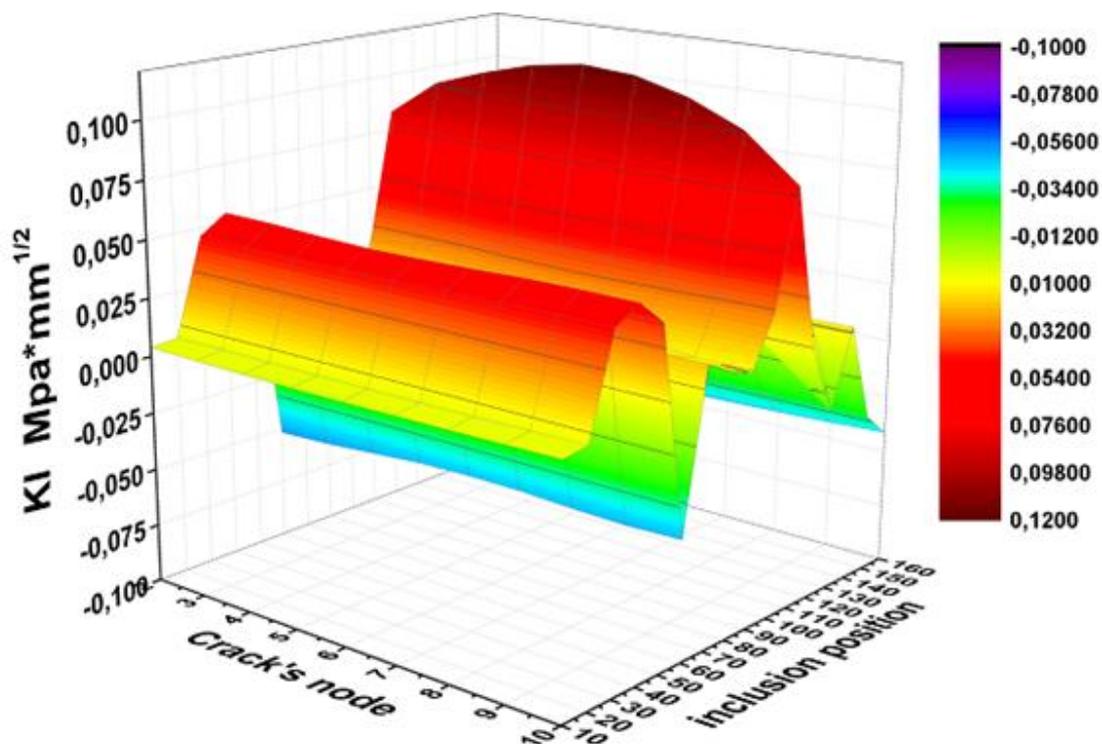
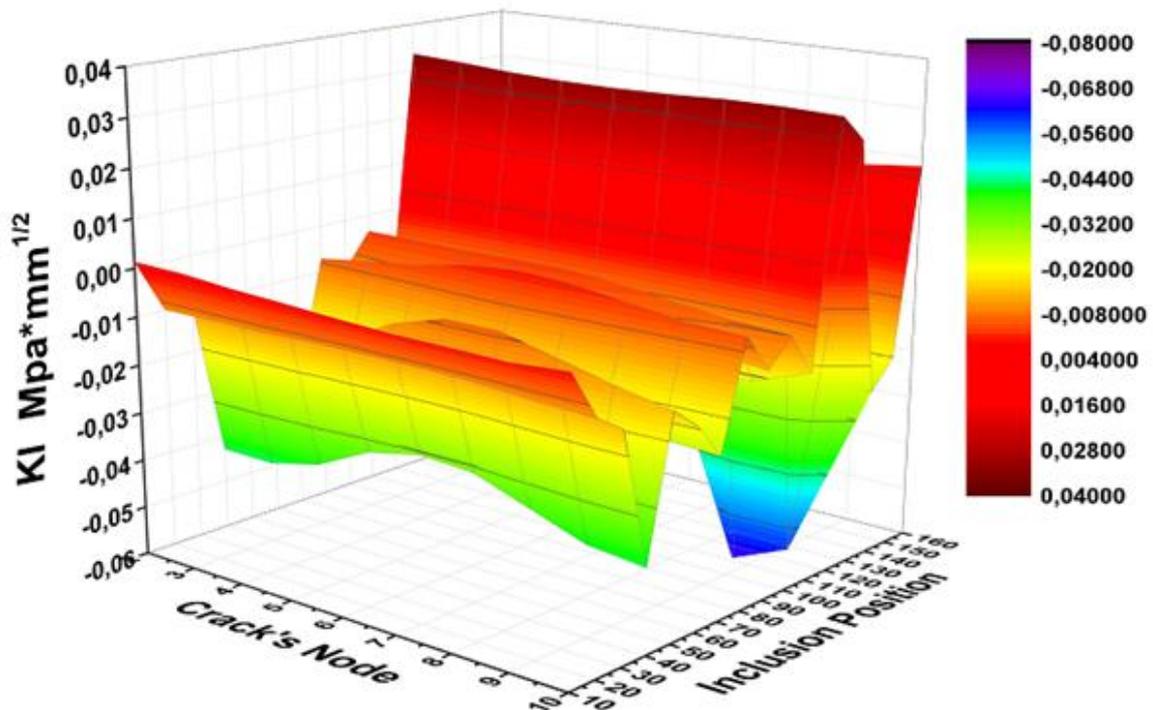


Figure 12 : Distribution du  $K_I$  au front de fissure en fonction de la position circconférentielle (Implant 23° en Arrière)



**Figure 13 : Distribution du KI au front de fissure en fonction de la position circconférentielle (Implant 23° en Avant)**

Les graphes précédents représentent la variation du facteur d'intensité de contrainte en mode I en fonction de la position circconférentielle de défaut (inclusion fissure), rappelons que le défaut varie de 10° à 160° circconférentiel tout en gardant l'inclusion en même orientation pour les différentes positions dans le ciment, et avec le même plan de charge qui présente dans cette étude le plan sagittal. Ce que nous remarquons d'après l'analyse de ces graphes que la variation du FIC en mode I, n'est pas stable pour les trois types de chargement (0°, 23°, -23°), les positions circconférentielles de 10° aux 80° ne présentent aucun risque de rupture puisque la valeur du KI est totalement faible environ 0,043 Mpa<sup>1/2</sup>, la position 130° engendre un niveau d'intensité presque faible environ 0,064 Mpa<sup>1/2</sup> et 0,025 Mpa<sup>1/2</sup> consécutivement pour le deuxième et le premier type de chargement, ce qui explique que le mode d'ouverture dans ce cas-là n'a pas eu lieu.

Notons que les valeurs négatives du facteur d'intensité de contrainte sont interprétées comme signifiant que la fissure est fermée, tandis que les valeurs positives indiquent l'ouverture de la fissure, nous pouvons constater que les valeurs les plus intenses et critiques sont enregistrées pour la position 110° avec un facteur d'intensité de contrainte en mode I valent 0,109 Mpa<sup>1/2</sup> pour un implant non orienté, et 0,116 Mpa<sup>1/2</sup> pour un implant orienté à 23° en arrière, les valeurs du troisième type de chargement (implant orienté à 23° en avant) enregistre un niveau d'intensité faible presque nul pour les différentes positions circconférentielles.

À ce moment on peut dire que la position qui présente un niveau de risque élevé est celle qui correspond à la position circconférentielle 110° en mode d'ouverture de la fissure, cela est dû en premier lieu à la présence directe du fragment d'os dans le même axe du transfert de la charge implant- ciment- cupule, ainsi la charge appliqué dans ce cas d'étude, ainsi la présence de ce défaut dans la région qui se trouve en forte concentration de contrainte.

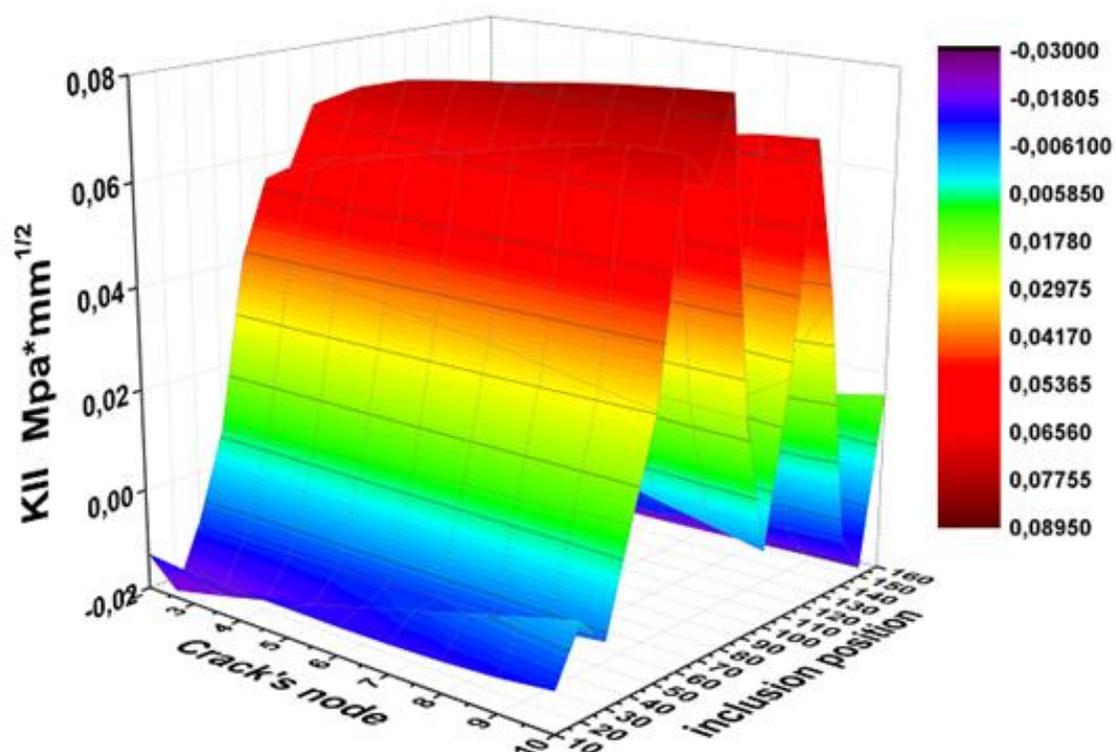


Figure 14 : Distribution du  $K_{II}$  au front de fissure en fonction de la position circconférentielle (Implant Normale)

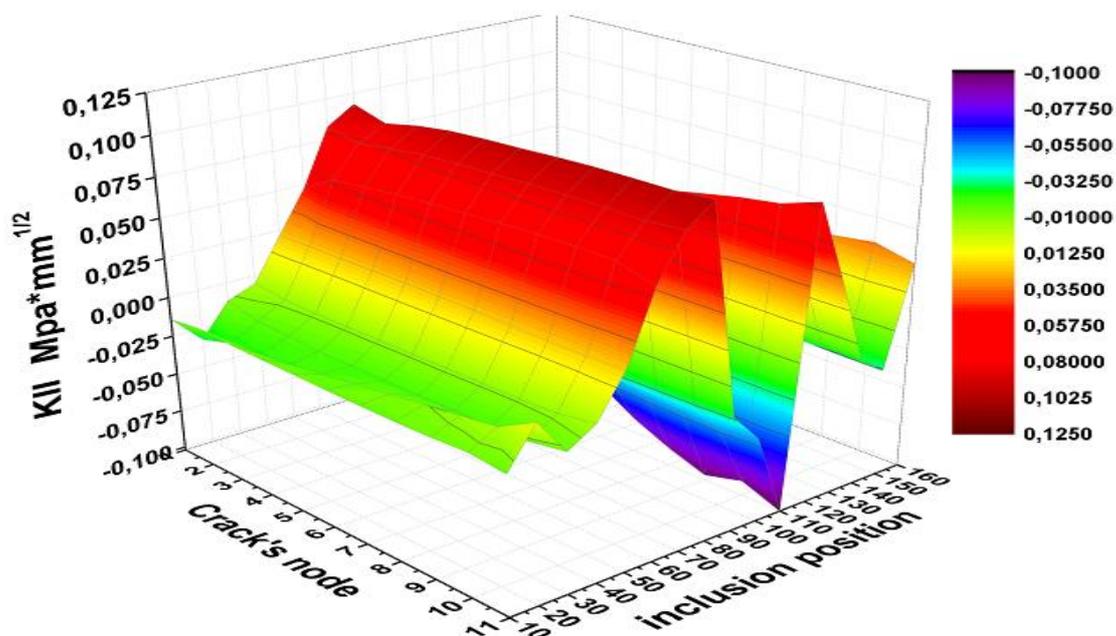
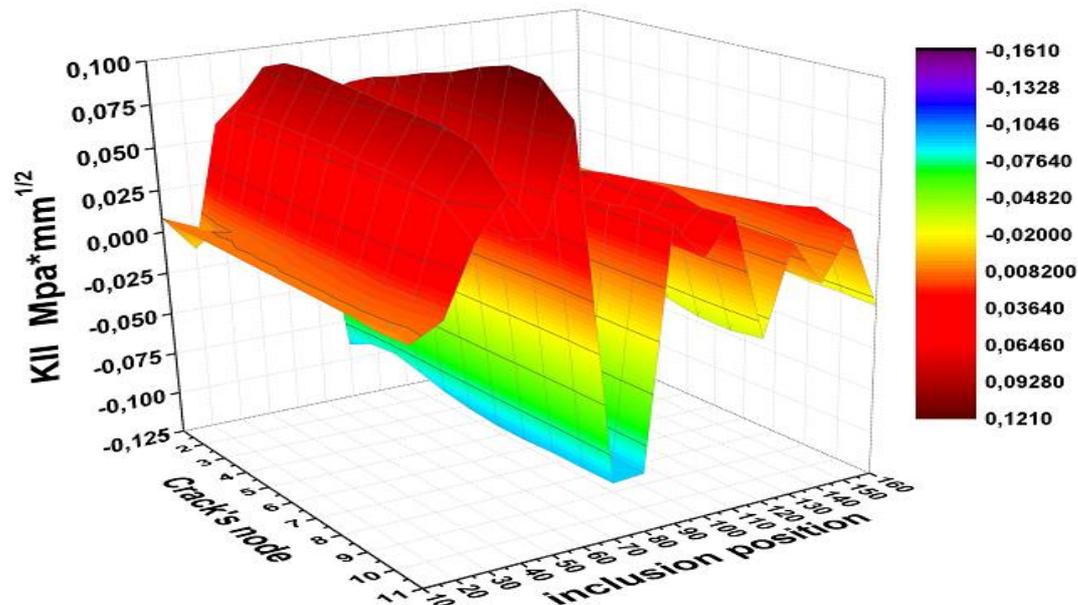


Figure 15 : Distribution du  $K_{II}$  au front de fissure en fonction de la position circconférentielle (Implant 23° en Arrière)



**Figure 16 : Distribution du KII au front de fissure en fonction de la position circumférentielle (Implant 23° en Avant)**

Sur les figures 14, 15 et 16 nous représentons la distribution du facteur d'intensité de contrainte en mode II en fonction de la position circumférentielle de l'inclusion osseuse. D'après l'analyse de ces graphes dans les trois types de chargement on peut déduire que les résultats les plus inquiétants se trouvent quand le patient est en position 0° et 23° de l'implant, c'est quand la valeur du facteur d'intensité de contrainte est proche de 0,1 Mpa\*mm<sup>1/2</sup> engendré dans le cas d'une position 80° et 120° circumférentielles, et de point de vu théorique on peut juger que la fissure, elle est en mode mix ouverture et cisaillement.

En outre une orientation de 23° en avant de l'implant donne des valeurs négatives en mode I ce qui traduit que l'ouverture de la fissure n'a pas eu lieu, et par conséquent cette orientation n'expose à aucun danger réel sur le ciment.

La combinaison des deux modes d'ouverture de fissure montrer que : les positions de 80° jusqu'à 120° enregistrent un niveau FIC important pour l'orientation 0° et 23° de l'implant, ce qui présente un vrai danger vu l'intensité des résultats. La propagation de la fissure est probable dans ce cas pour les deux modes d'ouverture. On peut dire que la position de l'implant ainsi le défaut influe directement sur la nature de sollicitation en mode I et II.

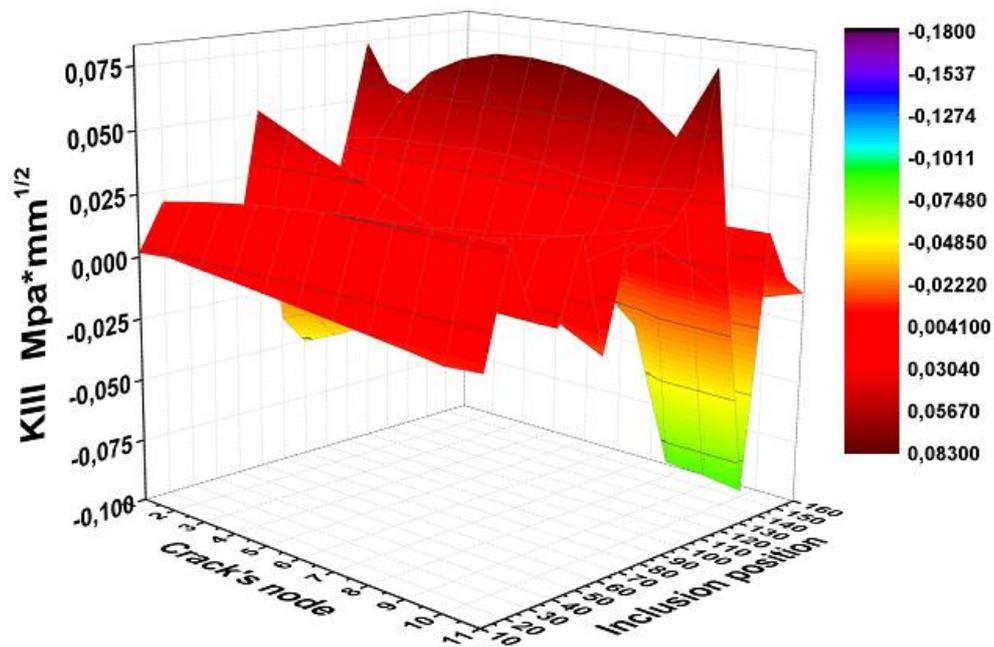


Figure 17 : Distribution du  $K_{III}$  au front de fissure en fonction de la position circconférentielle (Implant normal)

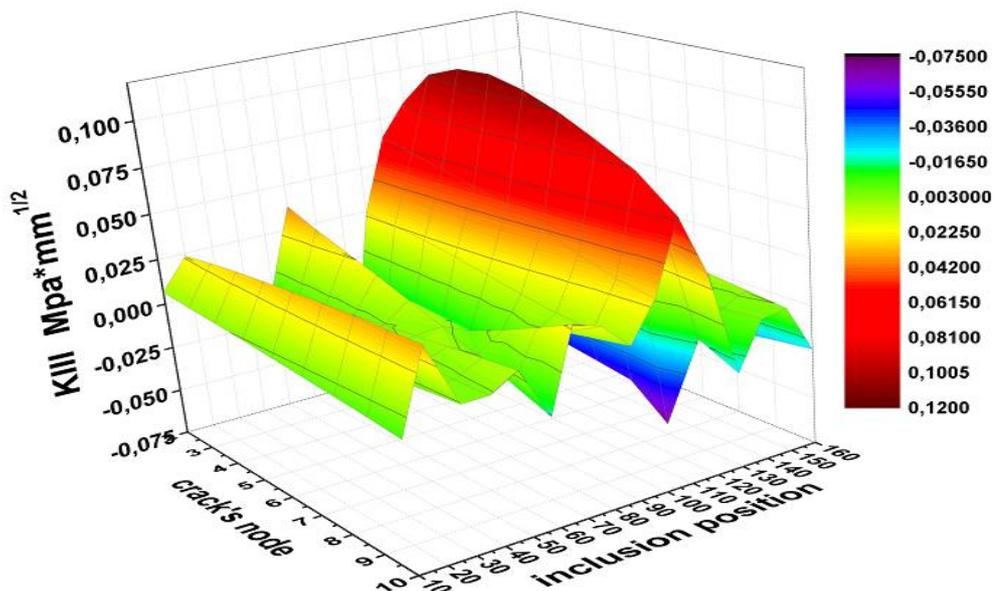
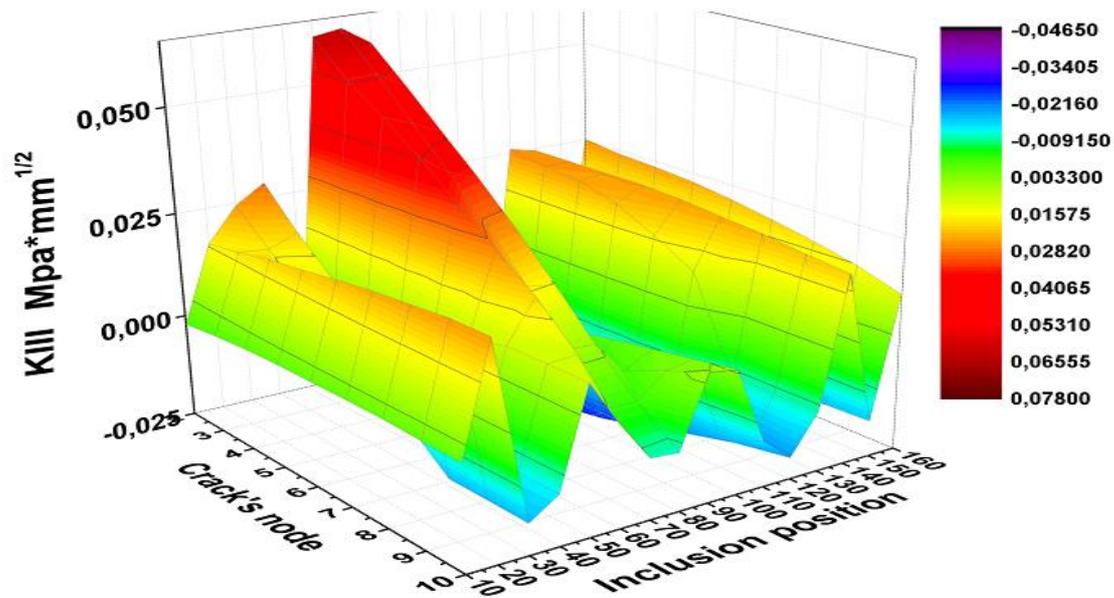


Figure 18 : Distribution du  $K_{III}$  au front de fissure en fonction de la position circconférentielle (Implant 23° en arrière)



**Figure 19 : Distribution du KIII au front de fissure en fonction de la position circconférentielle (Implant 23° en avant)**

Sur les figures 17, 18, et 19 représenté la distribution du KIII sur le front de fissure en fonction de la position circconférentielle de l'inclusion qui varie entre 10° et 160°. Là aussi on voit clairement que la position qui donne des valeurs assez importantes est celle de 110° avec une amplitude de 0,07 et 0,1 Mpa\*mm<sup>1/2</sup> correspondent consécutivement à la position de l'implant 0° et 23°.

## 4 Conclusion

Cette étude a été réalisée dans le but d'analyser par la méthode des éléments finis, le comportement en rupture du ciment et l'importance de la taille de fissure produite à partir de ce défaut (inclusion) osseuse dans le ciment de fixation de la prothèse totale de la hanche, et suite aux résultats obtenus on peut dire que :

- Les positions de l'implant à un effet très brillant sur l'état de contrainte, on note que l'implant à la position normale, ainsi la position orientée à 23° en arrière présente un niveau de contrainte élevé comparativement à l'autre type chargement implant orienté à 23° en avant.
- Les positions circconférentielles du submodèle qui présentent un risque réel sur le ciment et par conséquent la PTH, sont les positions là où le défaut se trouve dans l'axe du ciment PMMA.
- L'inclusion osseuse joue deux rôles simultanément, un point de renforcement et un point critique qui présente un danger et cela dépend de la position circconférentielle sur laquelle se trouve cette dernière.
- La position de défaut susceptible de provoquer l'ouverture de la fissure correspond à 110° circconférentielle.
- Les positions de l'implant provoquant beaucoup plus de risque, correspondent à la position 23° en arrière et la position non orientée de l'implant.
- La présence d'une fissure émanant d'un fragment d'os dans le ciment perturbe la structure du PMMA et peut être le siège de concentration des contraintes pouvant provoquer l'ouverture de la fissure et conduire au descellement de la prothèse.

## Références

- [1] C. Naudin and N. Grumbach, Larousse medicale, Larousse,2002.
- [2] F. Pauwels, Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken H'ufte. Springer Verlag, Berlin, 1973.
- [3] D. Merckx, Les ciments orthopediques dans la conception des protheses articulaires. Biomecanique et biomateriaux, Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, Expansion scientifique francaise 44 (1993) 67–76.
- [4] 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.
- [5] R. Huiskes, Failed innovation in total hip replacement, Acta Orthop Scand 64 (1993), 699–716.
- [6] S. Benbarek, B.A.B. Bouiadjra, B.M. El Mokhtar, T. Achour and B. Serier, Numerical analysis of the crack growth path in the cement mantle of the reconstructed acetabulum, Materials Science and Engineering: C 33(Issue1) (2013), 543–549.
- [7] Three-dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living H. Yoshidaa, A. Fausta, J. Wilckensa, M. Kitagawaa, J. Fettob, Edmund Y.-S. Chaoa, aOrthopaedic Biomechanics Laboratory, Department of Orthopaedic Surgery, Johns Hopkins Journal of Biomechanics 39 (2006) 1996–2004
- [8] A. Pustoch & All. Normal and osteoarthritic hip joint mechanical behaviour: a comparison study. Med Biol Eng Comput(2009) 47:375-383.
- [9] Finite element analysis of the behaviour of crack emanating from microvoid in cement of reconstructed acetabulum S. Benbarek \* , Bachir Bouiadjra, T. Achour, M. Belhouari, B.,Serier Materials Science and Engineering A 457 (2007) 385–391
- [10] S. Benbarek, B. Bachir Bouiadjra, T. Achour, M. Belhouari, B. Serier, Mater. Sci. Eng., A (2006), <http://dx.doi.org/10.1016/j.msea.2006.12.087>.
- [11] D. Poitout, Biomécanique orthopédique. Edition Masson.
- [12] G. Bergman, J. Biomech., 26, 969–990.
- [13] Abaqus 6.11 Documentation. Abaqus Analysis User's Manual, Submodeling, Section 10.2.
- [14] Abaqus 6.11 Documentation. Abaqus Analysis User's Manual, Cintour integral evaluation, Section 11.4.2.
- [15] 3D crack behavior in the orthopedic cement mantle of a total hip replacement Abderahmen Sahlia, Smail Benbareka,\* , Steven Wayneb, Bel-Abbes Bachir Bouiadjraa and Boualem Serier a Applied Bionics and Biomechanics 11 (2014) 135–147
- [16] M. Jasty, W.J. Maloney, C.R. Bragdon, D.O. O'Connor, T. Haire and H.H. Harris, The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties, J Bone Joint Surg Br 73B (1991), 551–558.
- [17] W.J. Maloney, J. Murali, D.W. Burke, D.O. O'Connor, C. Zalenski and E.B. Braydon, Biomechanical and histologic investigation of cemented total hip arthroplasties, Clin Orthop Rel Res 249 (1989), 129–140.
- [18] D. Ouinas, B. Bachir Bouiadjra, B. Serier, N. Benderdouche, A. Ouinas, Comput. Mater. Sci. 45 (2009) 443–448.

- [19] F. Pauwels, *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegung-sapparates*. Springer Verlag, Berlin, 1965.
- [20] G. Bergmann, G. Deuretzbacher, G. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss and G.N. Duda, Hip contact forces and gait patterns from routine activities, *Journal of Biomechanics* 34 (2001), 859–871.