

# INVESTIGATION NUMERIQUE DU COMPORTEMENT DU FEMUR AVEC ET SANS IMPLANT ET EN PRESENCE DE FISSURES

**Abdellatif REGAD, Benaoumeur AOUR**

Laboratoire de Biomécanique Appliquée et Biomatériaux, ENP d'Oran  
BP1523 El'Mnaour 31000, Algérie, [ben\\_aour@yahoo.fr](mailto:ben_aour@yahoo.fr) ; [abdelmalekregad@yahoo.fr](mailto:abdelmalekregad@yahoo.fr)

Reçu le: 03/11/2014      Accepté le: 24/11/2015

## **Résumé**

*L'objectif principal de ce travail consiste à élaborer un modèle numérique par éléments finis pour analyser le comportement mécanique du fémur avec et sans implant et à la fracture. Pour atteindre cet objectif, une procédure standard de création de modèle éléments finis 3D personnalisés de fémurs à partir d'images CT-scan a été utilisée. Après la construction du modèle géométrique, des tests de sensibilité aux maillages ont été exécutés afin d'affiner le diagnostic quant au risque de fracture. Par la suite, une analyse du comportement mécanique du fémur avec et sans implant sous diverses sollicitations a été menée. Enfin, nous avons mis en évidence l'effet de la fissuration du col du fémur sur son comportement biomécanique.*

**Mots-clés :** *Biomécanique ; Fémur ; Prothèse totale de la hanche ; Eléments finis ; Contraintes.*

## **Abstract**

*The main objective of this work is to develop a numerical finite element model to analyze the mechanical behavior of the femur with and without implant and in fracture. To achieve this objective, a standard procedure for creating a personalised 3D finite element model of the femur from CT scan images was used. After the construction of the geometric model, sensitivity tests to meshes were performed to refine the diagnosis of the fracture risk. Subsequently, an analysis of the mechanical behavior of the femur with and without implant under various loads was conducted. Finally, we demonstrated the effect of cracking of the femoral neck on its biomechanical behavior.*

**Key-words:** *Biomechanics; Femur; Total hip prosthesis; Finite Elements; Stresses.*

## **1. Introduction**

La qualité des résultats d'un modèle d'éléments finis dépend de la taille du maillage et du type des éléments choisis. Dans le cas d'une analyse 3D, pour la plupart des logiciels du commerce, seule l'utilisation de tétraèdres linéaires (T4: 4 nœuds) ou quadratiques

(T10: 10 nœuds) permettra le maillage complètement automatique de géométries complexes comme le fémur. L'utilisation d'hexaèdres linéaires (H8: 8 nœuds) ou quadratiques (H20: 20 nœuds) sera possible mais demandera un travail fastidieux pour la préparation de la géométrie avant le maillage. La précision des résultats obtenus avec des éléments tétraèdres linéaires (T4) est suffisante vis-à-vis des quadratiques et des hexaèdres d'après Ramos et Simoes [1]. Par contre, il est à recommander d'utiliser des éléments tétraèdres quadratiques (T10) lorsque cela est possible. Dans l'étude menée par Boucher et al. [2,3], ils ont conclu que la modélisation d'un fémur prothésé avec des éléments T4 d'une taille globale de 2mm est suffisante pour une première évaluation qualitative des micromouvements.

Dans ce travail, nous avons choisi d'utiliser des éléments  $T_4$  et de commencer par une étude de sensibilité aux maillages afin de sélectionner la taille la plus convenable. Par la suite, une analyse du comportement du fémur vec et sans implant et en présence de fissuration a été présentée en détail.

## 2. Construction du modèle géométrique 3D du fémur

Aujourd'hui, la reconstruction de géométries 3D d'un fémur personnalisé est balayé par tomодensitométrie. Une série de près de 400 coupes espacées de 1.25 mm est nécessaire afin de couvrir la pleine longueur du fémur droit du patient, opéré à la hanche du même côté. Ces informations discrètes sont enregistrées sous le format DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) qui utilise une plage dynamique supérieure aux images classiques en allouant le codage sur 10 bits par pixel. Les images tomographiques résultantes sont constituées d'une matrice de 512 pixels carrés d'une largeur de 0.818 mm chacun. A partir de l'empilement d'images scanner au format DICOM, la reconstruction 3D est facilitée grâce à la commercialisation de logiciels spécifiques tels que Mimics® ou Simpleware®, mais demande toujours un certain niveau d'expertise. La procédure standard (Fig. 1.) pour la génération d'un modèle d'éléments finis spécifique pour chaque patient, se réalise en 3 principales étapes :

- La segmentation (contours) et la reconstruction géométrique 3D de l'os (maillage .stl) ;
- La conversion du format .stl au format NURBS relisible dans un outil de CAO ;

- Le maillage de cette géométrie dans un code de calcul (ABAQUS, ANSYS...).

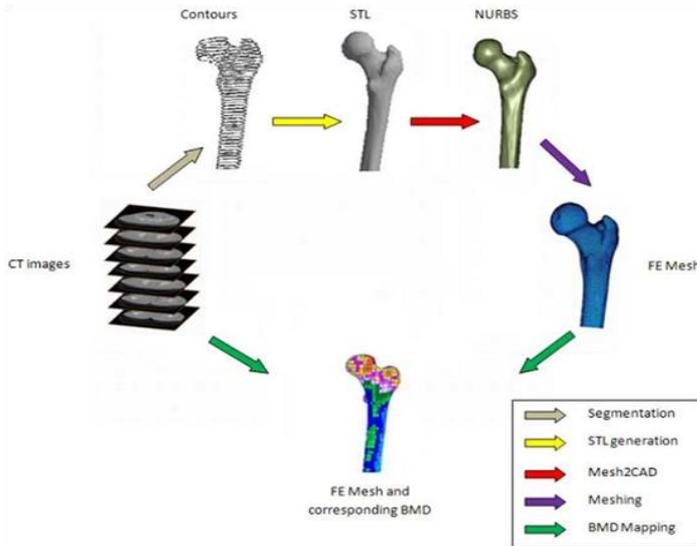


Fig. 1. Procédure standard de création de modèles éléments finis 3D personnalisés de fémurs à partir d’images CT-scan [4].

### 3. Modélisation par éléments finis du fémur avec et sans implant

Après la reconstruction en 3D de la géométrie du fémur selon les démarches prescrites dans le paragraphe précédent, trois configurations ont été étudiées par éléments finis : analyse du comportement du fémur (i) intact (sans prothèse) (Fig. 2a), (ii) avec prothèse (Fig. 2b) et enfin (iii) avec fissuration. La prothèse étudiée est de type Charlney. Les propriétés mécaniques de l’os du fémur, de l’implant et du ciment sont présentées dans le tableau.1.

Matériau	Module élastique (MPa)	Coefficient de poisson
Os cortical	20000	0.3
Os spongieux	132	0.3
Implant (Acier inoxydable)	210000	0.3

<b>Ciment (PMMA)</b>	2000	0.3
--------------------------	------	-----

Tableau 1. Propriétés mécaniques de l’os du fémur, de l’implant et du ciment [1].

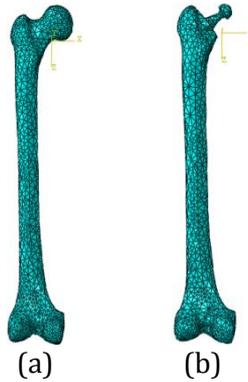


Fig. 2. Maillages du fémur : (a) intact, (b) avec implant.

#### 4. Analyse de l’effet du chargement appliqué

A partir de l’étude de sensibilité du maillage, nous avons adopté un maillage très fin pour analyser l’effet du chargement appliqué sur le comportement de fémur. Trois différents chargements ont été testés en faisant multiplier le chargement initial par 1.5 puis par 2 comme suit :

- **Chargement (I) :**  
 $F_{HF} (I) = 1976N$  ( $F_{HFx} = -928N$  et  $F_{HFy} = 1745N$ ),  $F_{ABD}(I) = 1240N$   
 $(F_{ABDx} = 797N$  et  $F_{ABDy} = -950N)$ .
- **Chargement (II) :**  
 $F_{HF} (II) = 2964N$  ( $F_{HFx} = -1392N$  et  $F_{HFy} = 2617.5N$ ),  
 $F_{ABD}(II) = 1860N$  ( $F_{ABDx} = 1195.5N$  et  $F_{ABDy} = -1425N$ ).
- **Chargement (III) :**  
 $F_{HF} (III) = 3952N$  ( $F_{HFx} = -1856N$  et  $F_{HFy} = 3490N$ ),  $F_{ABD} (III) = 2480N$   
 $(F_{ABDx} = 1594N$  et  $F_{ABDy} = -1900N)$ .

##### 4.1. Cas d’un fémur intact sans prothèse

La distribution des contraintes de Von Mises dans le fémur (en vue de dessus) est illustrée par la figure 3 pour les trois types de chargements.

On peut remarquer que la grandeur du chargement a un effet considérable sur l'évolution de la contrainte de Von Mises. En effet, pour les trois types de chargements, les contraintes de Von Mises maximales obtenues sont respectivement  $\sigma(I)_{max} = 578.943\text{MPa}$ ,  $\sigma(II)_{max} = 875.64\text{MPa} \approx 1.51 \times \sigma(I)_{max}$  et  $\sigma(III)_{max} = 1177.82\text{MPa} \approx 2.03 \times \sigma(I)_{max}$ .

En conséquence, l'évolution de la contrainte de Von Mises est proportionnelle au chargement appliqué et elle augmente avec la même valeur d'amplification du chargement. En plus, la concentration de contrainte maximale reste toujours localisée au voisinage des points d'application des deux forces.

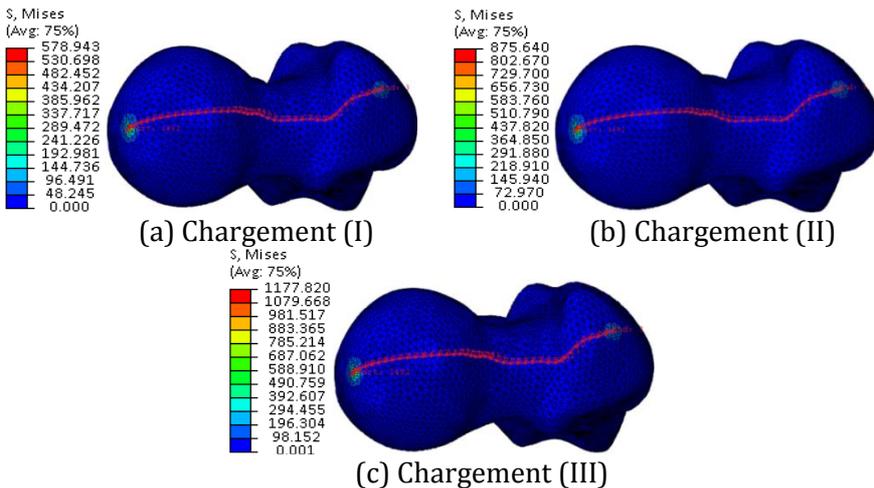


Fig. 3. Illustration de la répartition des contraintes de Von Mises dans la partie supérieure du fémur (vue de dessus) pour les trois types de chargements.

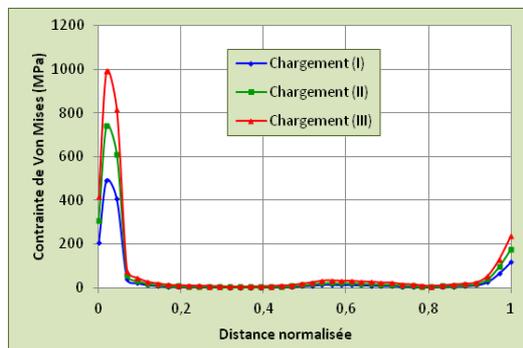


Fig. 4. Evolution des contraintes de Von Mises le long du path illustré dans les parties supérieures de la tête et du col du fémur.

La figure 4 montre l'évolution de la contrainte de Von Mises au niveau du path tracé sur la surface supérieure du fémur. Cette présentation, nous permet de mettre en évidence une différence significative entre les résultats obtenus par les trois types de chargements au voisinage des points d'application des forces exercées par les muscles abducteurs et par la hanche, par contre, en s'éloignant de ces points d'application la différence devient très faible.

#### 4.2. Cas d'un fémur avec prothèse

Afin d'étudier le comportement du fémur prothésé, les trois différents chargements qui ont été examinés pour un fémur intact, ont été également testés pour cette investigation (Fig. 5). Il est à rappeler que le chargement initial a été multiplié par 1.5 puis par 2.



Fig. 5. Représentation des conditions aux limites et de chargements appliqués pour le cas du fémur prothésé.

##### 4.2.1. Distribution des contraintes de Von Mises dans l'implant

La figure 6 illustre la répartition des contraintes de Von Mises dans l'implant pour les trois types de chargements. On peut constater qu'il y a une concentration de contrainte au voisinage du point d'application de la force exercée par la hanche. En effet, pour les trois types de chargements, les contraintes de Von Mises maximales obtenues sont respectivement  $\sigma(I)_{\max} = 404.626\text{MPa}$ ,  $\sigma(II)_{\max} = 606.939\text{MPa} \approx 1.5 \times \sigma(I)_{\max}$  et

$\sigma(III)_{max} = 809.251\text{MPa} \approx 2.0 \times \sigma(I)_{max}$ . Par conséquent, l'évolution de la contrainte de Von Mises est proportionnelle au chargement appliqué et elle augmente avec la même valeur d'amplification du chargement. En plus, une légère concentration de contrainte a été constatée au niveau de la gorge de l'implant et sur la partie médiane de la tige. Afin d'illustrer l'effet des forces engendrées par l'implant sur le ciment, une étude du contact de l'implant avec le ciment orthopédique sera présentée en détail dans ce qui suit.

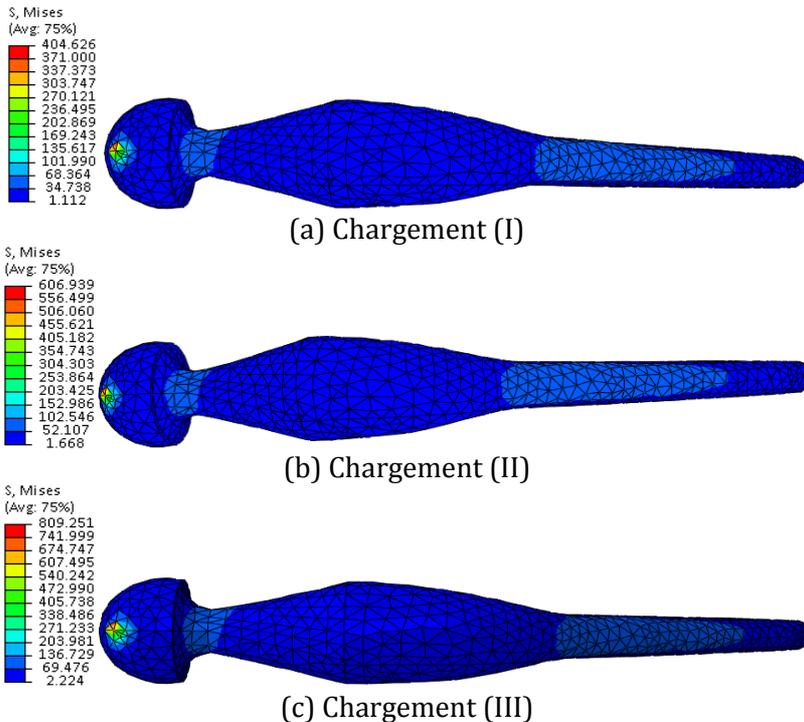


Fig. 6. Distribution des contraintes de Von Mises dans l'implant pour les trois types de chargements.

#### 4.2.2. Distribution des contraintes de Von Mises dans le ciment

La distribution des contraintes de Von Mises dans le ciment pour les trois types de chargements est illustrée par la figure 7. Nous avons constaté que, pour les chargements (I), (II) et (III), les contraintes de Von Mises maximales obtenues sont respectivement  $\sigma(I)_{max} = 7.699\text{MPa}$ ,  $\sigma(II)_{max} = 11.549\text{MPa} \approx 1.5 \times \sigma(I)_{max}$  et  $\sigma(III)_{max} = 15.398\text{MPa} \approx 2.0 \times \sigma(I)_{max}$ .

D’où, l’évolution de la contrainte de Von Mises est proportionnelle au chargement appliqué et elle augmente avec la même valeur d’amplification du chargement. En plus, on a trouvé que la concentration de contrainte est localisée au niveau de l’extrémité supérieure du ciment (couleur rouge de la figure 7). D’où, on peut conclure que cette zone représente un site potentiel d’endommagement du ciment et par la suite peut être la raison principale d’un déclenchement de décèlement de la prothèse.

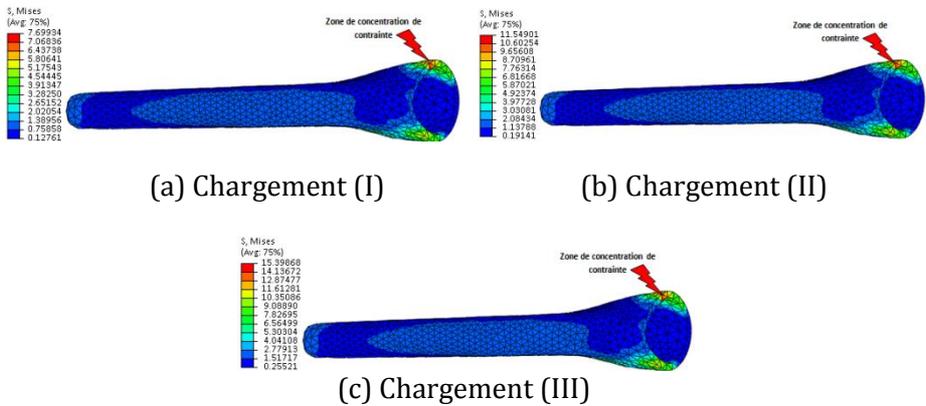


Fig. 7. Distribution des contraintes de Von Mises dans l’implant pour les trois types de chargements.

### 5. Analyse de l’effet de fissuration du col du fémur

Afin de mettre en évidence l’effet de la fissuration sur la distribution des contraintes dans le fémur, trois types de configurations ont été considérées (Fig. 8). Dans la première, la fissure a été supposée au niveau de la partie inférieure du col du fémur (Fig. 8.a). Dans la deuxième, la fissure est située sur la partie supérieure du col (Fig. 8.b). Dans la troisième, une combinaison des deux fissures sur les parties inférieure et supérieure du col a été considérée (Fig. 8.c). Pour les trois configurations de fissuration, nous avons utilisé des maillages très fins de telle sorte qu’on puisse quantifier la concentration de contraintes au niveau des fonds de fissures.

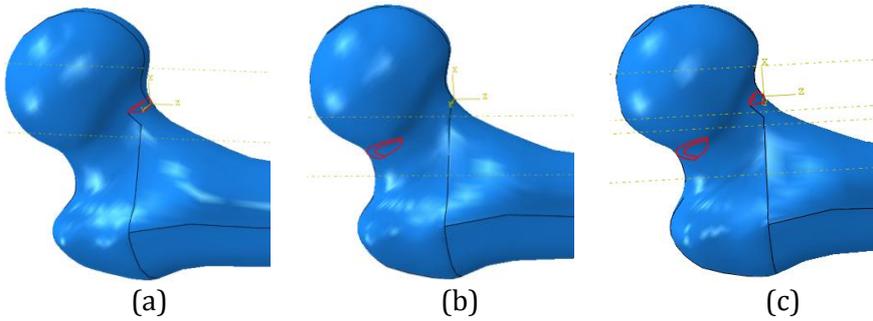
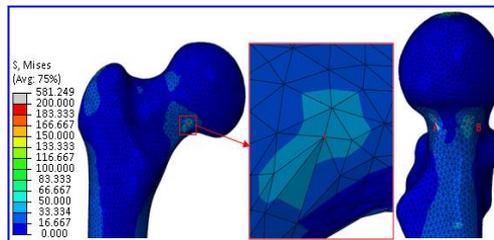


Fig. 8. Illustration des configurations de fissuration prises en considération. (a) Fissure sur la partie inférieure du col, (b) Fissure sur la partie supérieure du col, (c) Fissures sur les parties inférieure et supérieure du col du fémur.

La figure 9 illustre la distribution des contraintes de Von Mises pour les trois configurations. On peut remarquer que la contrainte maximale au niveau du fémur fissuré est obtenue dans le cas de la première configuration où la fissure est située au niveau de la partie inférieure du col. Par contre, au niveau des fonds de fissure, nous avons trouvé que la valeur la plus importante de contrainte de Von Mises est obtenue avec le fémur fissuré des deux cotés du col (3<sup>ème</sup> configuration) comme illustre la figure 10. De plus, on peut constater que la fissuration des fémurs au niveau de la partie inférieure du col engendre une concentration de contrainte relativement grande par rapport à celle de la fissuration de la partie supérieure du col du fémur.



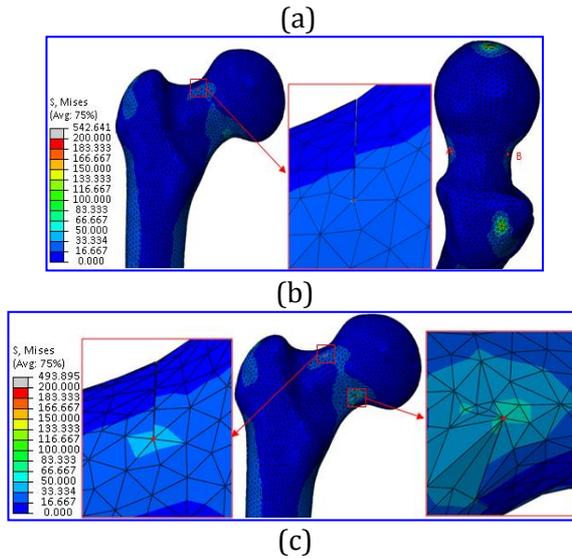


Fig. 9. Distribution des contraintes de Von Mises pour les trois configurations de fissuration prises en considération : (a) Fissure sur la partie inférieure du col, (b) Fissure sur la partie supérieure du col, (c) Fissures sur les parties inférieure et supérieure du col du fémur.

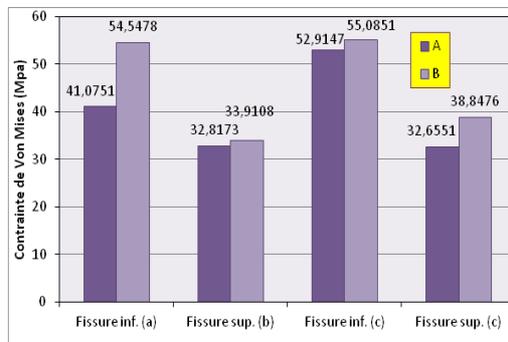


Fig. 10. Les valeurs maximales de contraintes de Von Mises aux fonds de fissures pour les trois types de fissurations.

## 6. Conclusion

Dans ce travail une analyse du comportement du fémur avec et sans implant et en présence de fissures a été présentée. A partir des résultats obtenus, on peut tirer les conclusions suivantes :

- Pour mener une analyse avec plus d'exactitude, il est recommandé d'utiliser un maillage très fin avec une taille inférieure ou égale à 2mm.
- La variation de la charge appliquée sur le fémur a une influence considérable sur le comportement de ce dernier. En effet, plus la charge augmente, plus le risque de fissuration devient important.
- La fissuration des fémurs au niveau de la partie inférieure du col engendre une concentration de contrainte relativement grande par rapport à celle de la fissuration de la partie supérieure du col du fémur, et elle s'amplifie en présence d'une combinaison de ces deux types de fissuration.

### Références

- [1] A. Ramos, J.A. Simões, Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modelling of the proximal femur, *Med. Eng. Phys.* 28 (2006) 916-924.
- [2] F. Boucher, P. Pouletaut, E. Munting, Ho Ba Tho, M.C., Impact of linear versus quadratic tetrahedral finite elements models on the process design of a new cementless hip concept, *CMBBE*, 2008.
- [3] F. Boucher, Modélisation du comportement mécanique in vivo de fémurs prothésés : analyse rétrospective et prospective, Thèse, Université de Technologie de Compiègne, France, 2010.
- [4] N. Hraiech, Morphing de maillage et indexation de forme pour la modélisation du fémur humain, Thèse, Université de Rennes 1, 2010.