

# L'effet des propriétés du matériau sur le comportement du modèle élément fini de fémur humain

Dalila BELAID<sup>1,2\*</sup>, Ali BOUCHOUCHA<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Département de Génie Mécanique, Faculté des Sciences de la Technologie. Universités Frères Mentouri – Constantine. Campus Chaab Ersas, 25000 Constantine, Algérie.

<sup>2</sup>Département Génie des Transports, Faculté des Sciences de la Technologie. Universités Frères Mentouri – Constantine. Route Ain-El-Bey Road, 25000 Constantine, Algérie.

\* auteur correspondant : [daliabela@yahoo.fr](mailto:daliabela@yahoo.fr)

**Résumé** –La modélisation par éléments finis (EF) est devenue un outil incontournable dans les études biomécaniques. Les données CT ont été largement utilisées dans la modélisation par éléments finis de l'os. Dans notre travail un modèle 3D de fémur humain a été créé à partir de l'imagerie médicale (DICOM). Le modèle a été simulé avec des matériaux de différentes propriétés mécaniques (isotropie et orthotropie) fournies par les données CT (Computed Tomography), et sous des chargements physiologiques dans le cas d'appui bipodal. L'objectif principal de cette étude est d'analyser l'effet des propriétés et le comportement mécanique du tissu osseux cortical ou trabéculaire sur les contraintes et les déformations du modèle de fémur humain.

**Mots Clés** : Fémur humain, Eléments finis, Orthotropie, Isotropie.

## 12. Introduction

L'évaluation des contraintes, et des déformations du fémur humain est très importantes pour la prédiction des fractures de fémur et dans les cas chirurgicaux ou l'implantation des prothèses est nécessaire. La méthode des éléments finis est très utilisée dans les études de comportement de l'os. La fiabilité de la simulation par élément fini dépend de la géométrie du modèle, le maillage, les conditions aux limites appliquées et les propriétés des matériaux des tissus utilisés [1-2].

Plusieurs modèles d'éléments finis du fémur ont été générés pour simuler les réactions de l'os à des conditions de charges et des conditions limites physiologiques et non physiologiques [3].

Afin de rendre les analyses plus simple, beaucoup de simplifications sont adoptés, des modèles partiels sont utilisés, des conditions aux limites artificielles sont prises, des charges non-physiologiques sont appliquées. Mais toutes ces simplifications ont leurs effets sur les contraintes et les déformations obtenues par la modélisation de la structure.

Bien que de nombreuses études aient démontré clairement le comportement anisotrope de tissus osseux [4], l'os est généralement modélisé avec des propriétés des matériaux isotropes

pour réduire le temps de calcul. D'autre étude plus approfondies ont adopté les propriétés orthotropiques comme l'approximation la plus proche à l'anisotropie. Cependant d'autres travaux ont comparé l'effet des propriétés anisotropiques avec des propriétés isotropiques sur la réponse mécanique des fémurs, ainsi les facteurs qui influencent les propriétés mécaniques de l'os [5-8].

Beaucoup des efforts fournis dans l'identification des propriétés des matériaux homogènes. Cependant, les propriétés mécaniques de la structure osseuse peuvent varier localement, de l'os cortical au l'os trabéculaire [9-10]. Ces variations peuvent changer la réponse mécanique du comportement de l'os complet. Les propriétés de l'os dépendent aussi de sa densité osseuse comme prouvé dans plusieurs études [11-12]. La modélisation numérique se fonde généralement sur l'acquisition des informations de la densité de l'os issue de l'image CT.

Pendant que des travaux ont étudié la relation entre la densité osseuse et les niveaux d'atténuation, d'autre travaux ont permis de déterminer l'effet de l'hétérogénéité et l'inhomogénéité dans les modèles de fémur en prenant en considération l'effet de la densité osseuse, elles ont montré que chaque région ou partie de fémur a ses propres propriétés matérielles telles que la tête fémorale, le coup et le trochanter [13].

L'objectif de ce travail est d'analyser l'effet de l'isotropie, l'orthotropie, l'homogénéité et l'inhomogénéité de l'os sur le modèle élément fini en prenant en considération la densité osseuse, et utilisant des données extrait de l'image CT.

Dans ce papier, la section de méthodologie éclaire les étapes suivies dans notre travail: la création du modèle élément fini, les propriétés des matériaux, les conditions limites et les charges appliquées. Puis une présentation des résultats et discussions. A la fin une conclusion générale.

### 13. Méthodologies

Pour atteindre notre objectif, en premier lieu des modèles éléments finis 3D ont été créés, puis des chargements sont appliqués sur ces modèles en prenant en considération l'anisotropie et l'inhomogénéité figure 1.

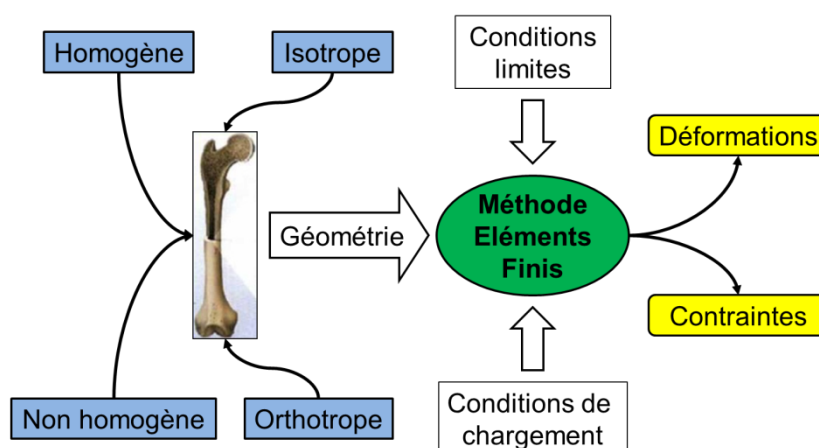


Figure 9 : Organigramme des étapes de la méthode proposée

### 13.1. Modèle élément fini

Dans ce travail un modèle tridimensionnel d'un fémur humain a été extrait de l'imagerie médicale (fichier DICOM) du sujet réel pour un homme d'âge 43 ans et 70 kg de poids.

La méthodologie utilisée pour générer le modèle élément fini est la reconstruction du fémur présenté dans l'image numérisée CT (Computed Tomography).

Le modèle géométrique du fémur completa été numérisé de la partie distale jusqu'à la partie proximale à l'aide d'un scanner CT Toshiba Aquilion. Après la segmentation, un modèle géométrique est créé et enregistré sous un format STL (STereoLithography) à l'aide du logiciel 3D Slicer®. Ensuite, le modèle STL est nettoyé, réparé et les surfaceont étéfermées, ajustées et remplies utilisant le logiciel Catia V5®, puis le modèle sera transformé en format plus compatible « STEP »(figure2).

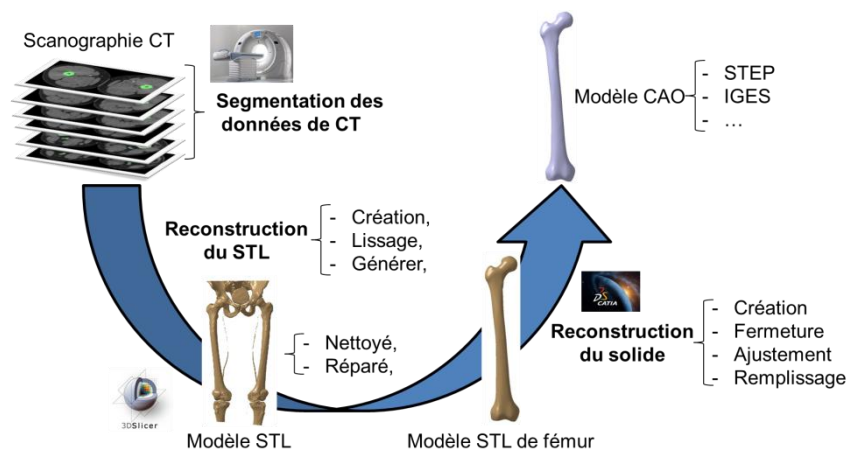


Figure 10 : Reconstruction du modèle 3D du fémur humain

Le modèle d'éléments finis obtenu a été importé et les analyses ont été effectuées utilisant le logiciel Workbench ®.

### 13.2. Propriétés de matériau de l'os

Le tissu osseux est très compliqué, soit sa structure architecturale, ses propriétés mécaniques, son anisotropie et son inhomogénéité. C'est un matériau vivant multi-échelle en perpétuel renouvellement. Dans notre travail et afin de comparer l'isotropie, avec l'orthotropie en prenant en considération l'inhomogénéité, plusieurs cas sont étudiés. Dans chaque cas des propriétés différentes sont affectées au même modèle de fémur. Le premier cas un modèle de fémur est assimilé avec un matériau linéaire élastique, homogène et isotrope, le deuxième cas l'anisotropie est prise en considération ou le fémur est modélisé par un matériau linéaire élastique, homogène et orthotrope, et pour achever notre travail la non homogénéisation est prise en considération, le fémur est répartie en 3 régions en fonction de la densité osseuse qui est inspiré par la distribution de l'unité de Hounsfield (Hounsfield Unit, HU) figure 3.

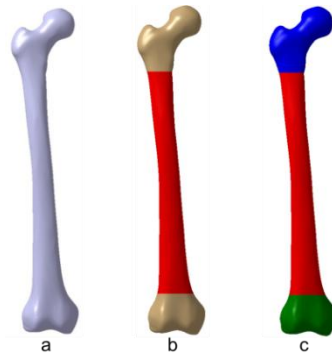


Figure 11 : Affectation des différentes propriétés de matériaux de fémur. a) Homogène, b) Non homogène 1, c) Non homogène 2.

Les propriétés affectées aux modèles éléments finis sont distinctes pour chaque région. Les paramètres et les valeurs des propriétés mécaniques des différents modèles proposés sont prises en fonction de la densité osseuse ( $\rho$ ). La densité osseuse est calculée à partir du niveau de gris de l'image médicale.

Les relations utilisées pour obtenir les propriétés mécaniques du matériau homogène isotrope noté HISO sont données par [6] (voir équation 1).

$$\begin{aligned} E_c &= 2065 \rho^{3.09} \\ E_t &= 1904 \rho^{1.64} \\ \nu &= 0.3 \end{aligned} \quad (1)$$

Où :

$E_c$  et  $E_t$  : sont les modules d'élasticité pour l'os cortical et l'os trabéculaire en MPa respectivement,

$\rho$  : est la densité osseuse en  $\text{g/cm}^3$ ,

$\nu$  : est le coefficient de Poisson.

D'autre part les propriétés mécaniques du matériau orthotrope homogène HORT sont :

$$\begin{aligned} E_{xc} &= E_{yc} = 2314 \rho^{1.57}, E_{zc} = 2065 \rho^{3.09} \\ E_{xt} &= E_{yt} = 1157 \rho^{1.78}, E_{zt} = 1904 \rho^{1.64} \\ G_{xy} &= 5.71 \rho^2 / \rho_{\max}^2, G_{yz} = 7.11 \rho^2 / \rho_{\max}^2, G_{xz} = 6.58 \rho^2 / \rho_{\max}^2 \\ \nu_{xy} &= 0.4, \nu_{yz} = \nu_{xz} = 0.25 \end{aligned} \quad (2)$$

Où :

$E_{xc}, E_{yc}$  et  $E_{zc}$  : sont les modules d'élasticité pour l'os cortical en MPa,

$E_{xt}, E_{yt}$  et  $E_{zt}$  : sont les modules d'élasticité pour l'os trabéculaire en MPa,

$G_{xy}, G_{yz}$  et  $G_{xz}$  : sont les modules de cisaillement en MPa,

$\nu_{xy}, \nu_{yz}$  et  $\nu_{xz}$  : sont les coefficients de Poisson.

### 13.3. Conditions limites et chargement

Les conditions aux limites appliquées dans ce travail sont choisies comme suit : la partie proximale du fémur est fixées dans tous les modèles de l'étude (voir figure 4).

Après la génération des modèles éléments finis avec l'affectation des propriétés de la matière osseuse, des conditions de chargement du cas d'appui bipodal ont été appliquées aux modèles éléments finis. Dans ce cas, en fonction des conditions physiologiques, 1/3 du poids a été appliqué sur la tête fémorale (figure 4).

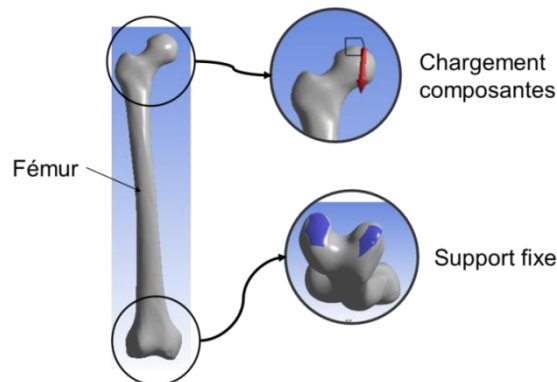


Figure 12 : Conditions limites et chargement

### 14. Résultats et Discussions

Les contraintes et les déplacements de fémur humain en utilisant la méthode des éléments finis sous différentes propriétés et de densité de tissu osseux sont présentés dans les figures 5,6, 8,9.

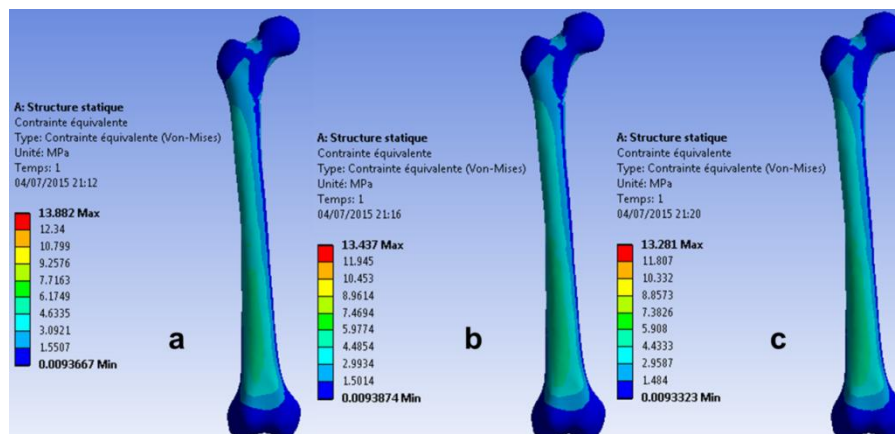


Figure 13 : Contrainte équivalente (Von Mises) de fémur humain isotrope.

La figure 5 présente les contraintes dans les différents modèles isotropes (homogène, non homogènes 1 et non homogène 2). La contrainte maximale la plus élevée est celle du modèle HISO de fémur. Dans les modèles orthotropes la contrainte maximale la plus élevée est celle du modèle NHORT1 comme présenté dans la figure 6.

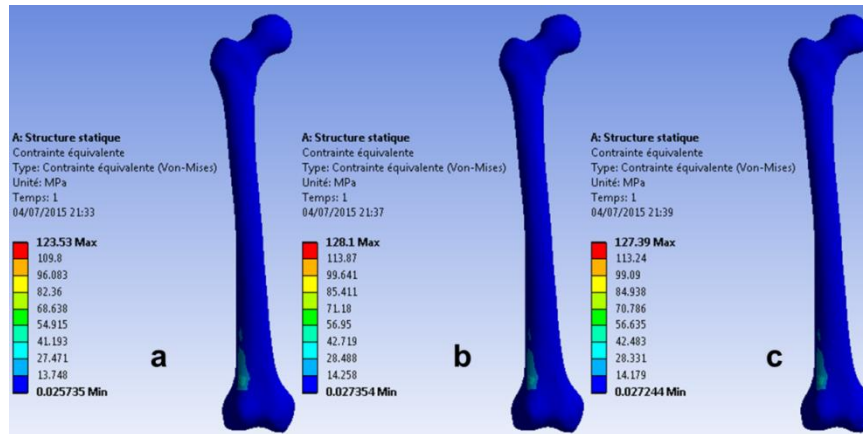


Figure 14 : Contrainte équivalente (Von Mises) de fémur humain orthotrope

L'histogramme, dans la figure 7, montre que les valeurs des contraintes équivalentes dans les modèles isotropes homogènes et isotropes non-homogènes sont proches (13,882MPa, 13,437MPa, 13,281MPa).

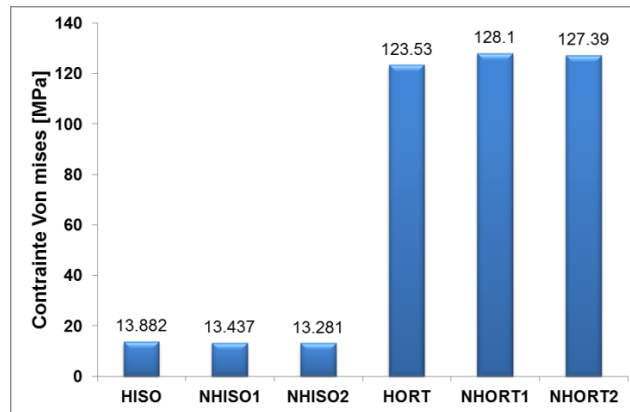


Figure 15 : Comparaison des résultats des contraintes

De même, il n'y a pas une grande différence entre les contraintes maximales des modèles orthotropes homogènes et orthotropes non-homogènes (123,53MPa, 128,1MPa, 127,39MPa). Par contre la différence est remarquable entre les contraintes équivalentes dans les modèles isotropes soit homogène ou non-homogène et les modèles orthotrope homogènes ou non-homogènes.

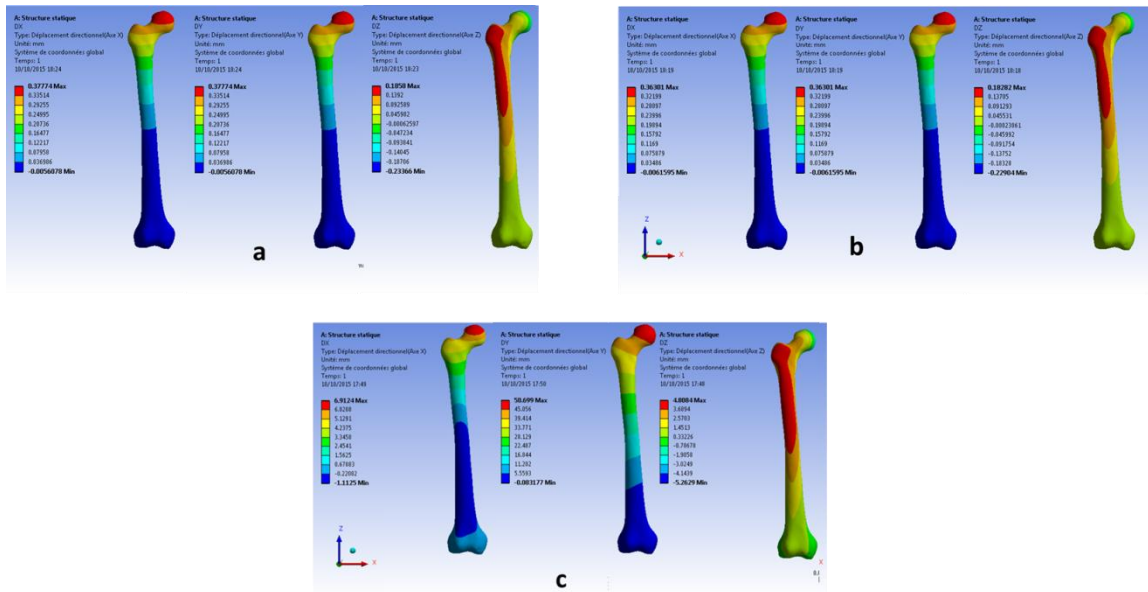


Figure 16 : Déplacement directionnel de fémur humain isotrope

Les figures 8 et 9 présentent les valeurs de déplacement suivant les trois axes, la valeur la plus élevée du déplacement dans les modèles isotropes est celle du modèle homogène isotrope HISO et plus précisément celle la valeur suivant l'axe x et celle suivant l'axe y par contre dans les modèles orthotropes la valeur du déplacement la plus élevée est celle du modèle non homogène orthotrope 2 NHORT2.

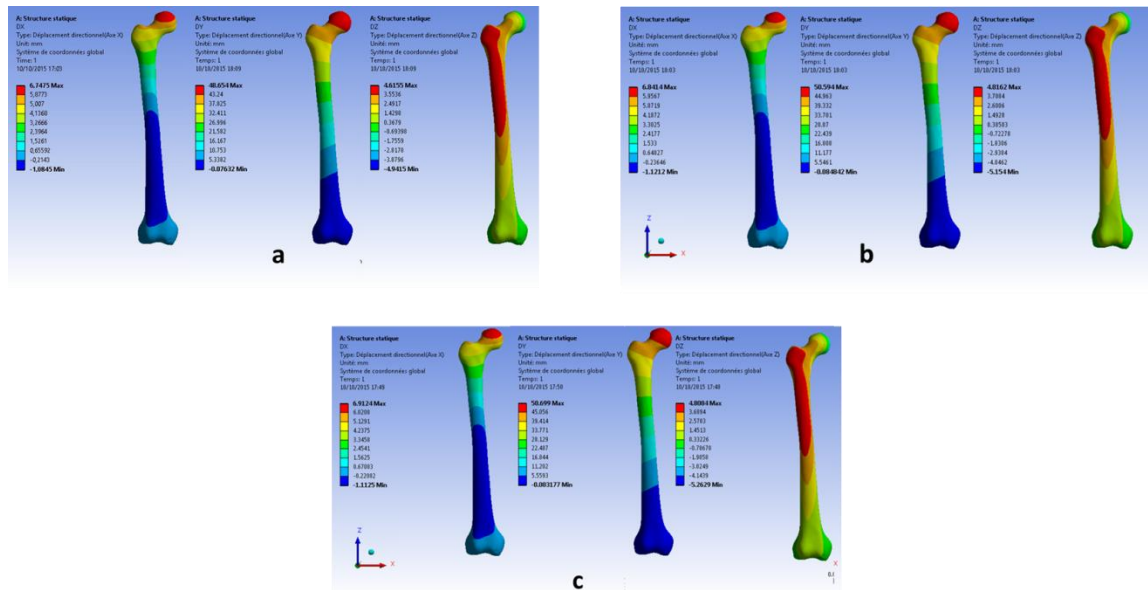


Figure 17 : Déplacement directionnel de fémur humain orthotrope

Dans les modèles de fémur utilisant des propriétés isotropiques les déplacements suivant l'axe x et l'axe y sont égaux et sont plus élevés que celle des déplacements suivant l'axe z. Par contre dans les modèles de fémur utilisant des propriétés orthotropiques les déplacements suivant l'axe y sont les plus élevés.

La figure 10 montre clairement la grande différence entre les valeurs des déplacements dans les modèles orthotropes et celles des valeurs des déplacements dans les modèles



isotropes. Les modèles non-homogènes n'ont pas des valeurs de déplacement assez grandes que celles des modèles homogènes et isotropes non homogènes.

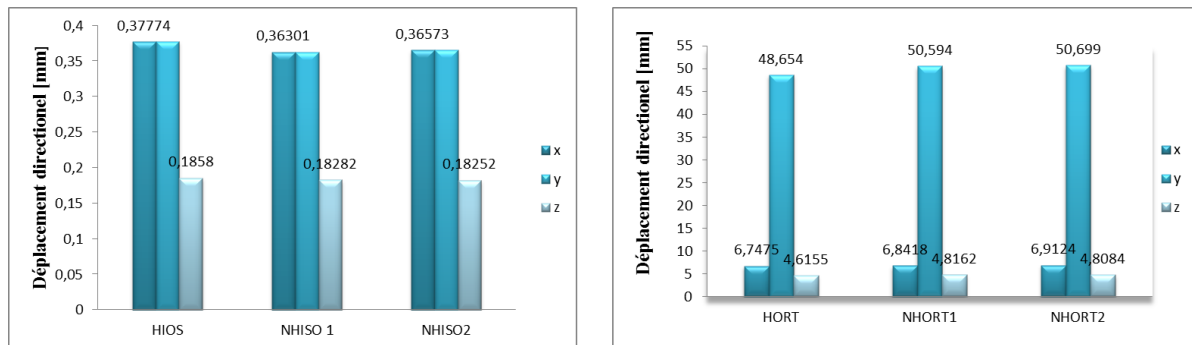


Figure 18 : Comparaison des résultats des déplacements

## 15. Conclusion

Dans ce travail un modèle 3D du fémur humain a été créé à partir de l'image CT. Une simulation du modèle élément fini du segment osseux avec des différentes propriétés mécaniques osseuses, isotrope et orthotrope a été réalisée. Les propriétés mécaniques appliquées ont été calculées à l'aide des équations exponentielles simples, en fonction de la densité osseuse. L'influence des propriétés mécaniques, modifie de manière significative les résultats numériques. Des grandes différences dans les résultats de calcul entre l'utilisation des modèles isotropes et des modèles orthotropes sont remarquables. Des nombreux facteurs peuvent influencer les résultats comparatifs tels que la densité osseuse qui reste un problème, vu l'effet de calcul de HU (en fonction de niveau de gris), le maillage et le raffinement.

L'analyse par élément finis est souvent utilisée dans des applications cliniques ou chirurgicales pour étudier le comportement de l'os et les implants. L'affectation des propriétés réelles de l'os restera parmi les plus importants facteurs influents les analyses

Les résultats montrent l'importance de l'emploi de ces propriétés

## 16. Références

1. **A. Schonning, B.Oommen, I.Ionescu, T. Conway.** Hexahedral mesh development of free-formed geometry: The human femur reemplified. *Computer-Aided Design*, 41 (2009). 566–572.
2. **I T. Haider, A D. Speirs, H. Frei.** Effect of boundary conditions, impact loading and hydraulic stiffening on femoral fracture strength. *Journal of Biomechanics*, 46 (2013). 2115–2121.
3. **D. Belaid, A. Bouchoucha.** Modeling of the Mechanical Behavior of the Human Femur: Stress Analysis and Strain. Athens : 11th International Conference of Computational Methods in Sciences and Engineering, 2015.
4. **R. Allena, C. Cluzel,** Identification of anisotropic tensile strength of cortical bone using Brazilian test. *journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 38 (2014). 134-142.
5. **H. Yang, X. Ma, T. Guo,** Some factors that affect the comparison between isotropic and orthotropic inhomogeneous finite element material models of femur. *Medical Engineering & Physics*, 32 (2010). 553–560.



6. **V. Baca, Z.Horak, P. Mikulenka, V. Dzupa.** Comparison of an inhomogeneous orthotropic and isotropic material models used for FE analyses. *Medical Engineering & Physics*, 30 (2008). 924-930.

7. **L P. Jing Bai, X. Zeng, Y. Zhou,** Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions. *Medical Engineering & Physics*, 28 (2006). 227–233.

8. **B.Luisier, E. Dall'ara, D H. Pahr.** Orthotropic HR-pQCT-based FE models improve strength predictions for stance but not for side-way fall loading compared to isotropic QCT-based FE models of human femurs. *journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 32 (2014). 284-299

9. **P K. Zysset, X E Guo, C E Hoffer, K E. Moore, S A. Goldstein.** Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur. *Journal of Biomechanics*, 32 (1999). 1005-1012.

10. **C H. Turner, J Rho, Y Takano, T Y. Tsui, G M. Pharr , .** The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques. *Journal of Biomechanics*, 32 (1999). 437-441.

11. **R L. Austman, J S. Milner, D W. Holdsworth, C E. Dunning.** The effect of the density–modulus relation ship selected to apply material properties in a finite element model of long bone. *s. Journal of Biomechanics*, 41 (2008). 3171–3176.

12. **A. Cong, J O D. Buijs, D D. Daescu.** In situ parameter identification of optimal density–elastic modulus relationships in subject-specific finite element models of the proximal femur. *Medical Engineering & Physics*, 33 (2011). 164–173.

13. **E F. Morgan, H H. Byraktar, T M. Keaveny,.** Trabecular bone modulus–density relationships depend on anatomic site. *Journal of Biomechanics*, 36 (2003). 897–904.