

Analyse du comportement mécanique d'un os ostéoporotique à partir d'images scanner

Bertrand Marcon¹, Claudine Noirfalise², Jean-François Destrebecq², Georges Poumarat³

¹ LMGC (laboratoire de Mécanique et de Génie Civil), Université Montpellier II
UM2, CC 048, Place Eugène Bataillon 34095 Montpellier, France

² LaMI (Laboratoire de Mécanique et d'ingénierie), Université Blaise PASCAL
IFMA, BP 265, 63175 Aubière Cedex, France

³ Laboratoire d'Anatomie et de Biomécanique, Université d'Auvergne – Clermont I
Faculté de Médecine, 28 place Henri Dunant, BP 38, 63001 Clermont-Ferrand, France
marcon@lmgc.univ-montp2.fr

Résumé :

Ce travail propose une méthode pour l'analyse du comportement mécanique d'un os ostéoporotique basée sur l'imagerie scanner. Dans un premier temps, les propriétés mécaniques de l'os cortical et de l'os trabéculaire d'une tête de radius sont identifiées pour des échantillons numériques tridimensionnels construits à partir d'images scanner. Pour chaque pixel, la valeur locale du module d'Young est reliée à l'indice de gris. La simulation d'essais de compression et de cisaillement permet d'identifier un comportement isotrope pour l'os cortical et un comportement orthotrope pour l'os trabéculaire. Dans un second temps, les différentes images scanner sont utilisées pour construire un modèle numérique 3D de la tête du radius. Une analyse par éléments finis du modèle élaboré, basée sur les propriétés mécaniques identifiées précédemment, permet d'examiner le comportement global et local de la tête du radius sous différentes hypothèses de sollicitation.

Abstract :

A method, based on a scanner technique, is proposed in order to identify the mechanical behaviour of an osteoporotic bone. Firstly, three-dimensional numerical samples are extracted from scanner images to determine the mechanical behaviours of cortical and cancellous bones. The grey value indexes attached to the pixels are used as full-field measurements and are regarded as representative of local values of the Young modulus. Results obtained from three dimension compression and shear tests simulated on the numerical samples show that the cortical bone exhibits isotropic behaviour, whereas the behaviour of cancellous bone is orthotropic. Secondly, the scanner acquisitions are used as data for a 3D numerical model of a radius head. A finite element analysis is performed using the mechanical properties previously obtained. Finally, the global and local mechanical behaviours of the bone head are analyzed under various loading.

Mots-clefs :

Os cortical et trabéculaire ; Biomécanique ; Imagerie

1 Introduction

L'ostéoporose est un problème de société croissant du fait du vieillissement des populations. Il devient nécessaire d'imaginer de nouvelles voies de détection et de prévention de cette pathologie. Ce travail s'inscrit dans cette problématique : il propose une démarche pour l'analyse du comportement mécanique macroscopique d'un os ostéoporotique à partir d'images scanner.

La démarche a été appliquée à l'extrémité distale du radius, zone particulièrement exposée au risque de fracture d'origine ostéoporotique. Elle débute par une modélisation par éléments

finis d'échantillons numériques reconstitués à partir de coupes scanner. Ces échantillons sont soumis à des essais numériques de compression et de cisaillement afin de caractériser leur comportement mécanique qui s'avère isotrope pour l'os cortical et orthotrope pour l'os trabéculaire.

Une modélisation tridimensionnelle de la tête de l'os est ensuite réalisée. La méthode est fondée sur l'identification des contours séparant les trois zones constitutives : os cortical, os trabéculaire et canal médullaire. Ce travail est effectué à partir de l'analyse fine des niveaux de gris des coupes scanner. Chaque zone se voit ensuite attribuer les caractéristiques mécaniques déterminées à l'étape précédente. Finalement, le modèle est utilisé pour une analyse par éléments finis du comportement global et local de la tête du radius pour des niveaux d'effort représentatifs de chutes.

2 Lois de comportement des zones constitutives de l'os

2.1 Interprétation des images scanner

Des acquisitions d'images à l'aide d'un scanner médical sont réalisées perpendiculairement à l'axe longitudinal d'un radius sec (Fig.1). La distance entre images scanner consécutives est de 300 μm : compte tenu de la longueur du radius près de 800 coupes sont ainsi obtenues. La taille des pixels dans chaque image est de 208x208 μm^2 . Une valeur d'indice de gris (IG) est reliée à chacun des pixels. Cette valeur est comprise entre 12 et 255 (les valeurs inférieures ou égales à 11 correspondent à du vide). La valeur d'IG d'un pixel donne une indication sur la densité locale de l'os scanné. Cette propriété est exploitée ci-dessous pour estimer la valeur locale du module d'Young attachée à chaque pixel.



Fig.1 – Coupe scanner d'une tête de radius et extraction d'un échantillon d'os trabéculaire

2.2 Construction des échantillons numériques

Les essais mécaniques sur des échantillons d'os trabéculaire sont difficiles à conduire car il est très délicat d'extraire un échantillon exploitable sans l'endommager. Nous avons donc choisi de construire des échantillons numériques à partir des images scanner et de les soumettre à des essais simulés par l'intermédiaire d'un modèle éléments finis 3D de l'échantillon.

Pour cela, on construit des échantillons cubiques de section 20x20 pixels extraits de 20 coupes consécutives prises dans un type d'os déterminé (zone indiquée sur la Fig.1 pour l'os trabéculaire). Chaque échantillon se trouve ainsi constitué de 20x20x20 voxels. Un modèle éléments finis tridimensionnel est réalisé en décrivant chaque voxel présentant une valeur d'IG supérieure à 11 par un élément cubique à 8 nœuds. Chaque élément fini est supposé présenter un comportement mécanique élastique isotrope. La valeur du module d'Young affectée à chaque élément dépend de la densité de l'os qu'il représente. Selon Homminga *et al.* (2000), la valeur du module d'Young peut être déduite de la valeur d'IG (donc de la densité de l'os) par la relation linéaire suivante :

$$\mathbf{E}_v = \mathbf{E}_0 \times \mathbf{IG} \quad (1)$$

où : E_v est le module d'Young de l'élément fini considéré (voxel),
 E_0 est le module d'Young du matériau constitutif de l'os compact,
 IG est la valeur de l'indice de gris du voxel considéré.

Deux exemples de modèles 3D obtenus sont présentés sur la Fig.2a pour un échantillon d'os cortical et sur la Fig.2b pour un échantillon d'os trabéculaire. Compte tenu de la résolution spatiale du scanner, les échantillons numériques ont une dimension de $4.16 \times 4.16 \times 6 \text{ mm}^3$. La structure fortement poreuse de l'os trabéculaire est clairement visible sur la seconde figure.

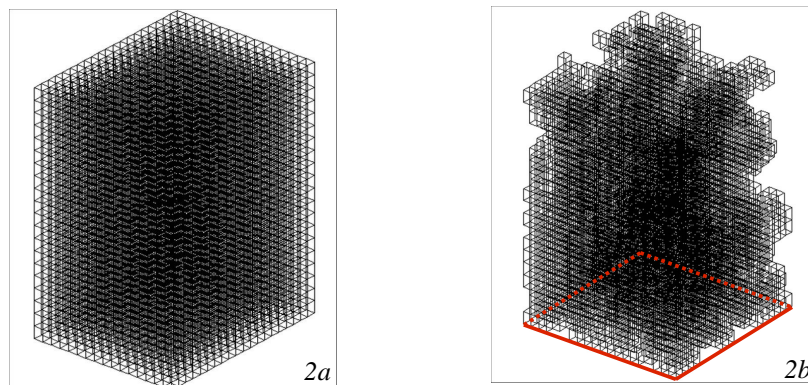


Fig.2 – a : modèle EF 3D d'un échantillon d'os cortical,
– b : modèle EF 3D d'un échantillon d'os trabéculaire

2.3 Simulations numériques et résultats

Afin de déterminer le comportement mécanique moyen de chaque échantillon, on simule numériquement les essais nécessaires à la détermination des coefficients de sa matrice de souplesse. Pour cela, il est nécessaire de conduire trois essais de compression et trois essais de cisaillement selon les trois axes de l'échantillon. Pour que les essais numériques soient le plus proche possible d'essais physiques, il convient d'appliquer des conditions limites similaires. Ceci est réalisé en ajoutant un bloc rigide devant chaque face de l'échantillon étudié pour conduire les essais numériques (conditions limites en contrainte et en déplacement maîtrisées).

Au final, on déduit les termes de la matrice de souplesse à partir du tenseur des déformations calculé pour les déplacements obtenus au milieu des faces de l'échantillon pour chaque mode de sollicitation. Cette procédure est appliquée à deux échantillons d'os cortical et à deux échantillons d'os trabéculaire. Pour les calculs, le module E_0 est choisi égal à 5 GPa avec un coefficient de Poisson égal à 0,3. Les résultats obtenus par cette procédure sont les suivants :

- l'os **cortical** présente un comportement **élastique isotrope** avec un module d'Young égal à 4,8 GPa et un coefficient de Poisson égal à 0,3 ;
- l'os **trabéculaire** suit quant à lui un comportement **élastique orthotrope**. Les matrices obtenues pour les deux échantillons étudiés présentent des différences significatives (jusqu'à un ordre de grandeur). Ceci montre une dépendance marquée du comportement vis-à-vis de la localisation de l'échantillon.

Remarque : les échantillons d'os trabéculaire n'étant pas orientés selon les axes du repère d'orthotropie, il s'est avéré nécessaire d'identifier ces axes afin de retrouver la configuration de la matrice orthotrope dans ce repère. Ceci a été fait en appliquant le critère d'orthotropie utilisé par Van Rietbergen *et al.* (1995) pour retrouver la matrice de souplesse dans la base orthotrope. Ainsi, la matrice de souplesse (3) dans le repère d'orthotropie est obtenue à partir de la matrice de souplesse (2) issue des essais numériques dans le repère géométrique initial par les rotations :

$$\text{rot}\bar{x} = 2^\circ ; \text{rot}\bar{y} = 90^\circ ; \text{rot}\bar{z} = 3^\circ .$$

$$S_{trabé} = \begin{bmatrix} 4,23E^{-9} & -1,06E^{-9} & -7,31E^{-10} & 9,44E^{-11} & 9,62E^{-11} & 3,54E^{-10} \\ -1,09E^{-9} & 5,01E^{-9} & 6,03E^{-10} & 1,61E^{-10} & -6,13E^{-11} & 3,72E^{-10} \\ -7,36E^{-10} & -6,16E^{-10} & 2,91E^{-9} & 8,02E^{-12} & 1,14E^{-10} & 7,45E^{-11} \\ -7,36E^{-10} & 9,96E^{-10} & 1,14E^{-9} & 4,13E^{-9} & -3,50E^{-11} & 2,14E^{-10} \\ 5,21E^{-10} & -1,12E^{-10} & -1,64E^{-9} & -6,97E^{-11} & 3,35E^{-9} & 9,10E^{-10} \\ -1,87E^{-9} & -5,13E^{-11} & 8,03E^{-12} & -2,29E^{-11} & -4,35E^{-12} & 4,08E^{-9} \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$S'_{trabé} = \begin{bmatrix} 4,16E^{-9} & -1,08E^{-9} & -7,30E^{-10} & 0 & 0 & 0 \\ -1,08E^{-9} & 5,10E^{-9} & -6,21E^{-10} & 0 & 0 & 0 \\ -7,30E^{-10} & -6,21E^{-10} & 2,91E^{-9} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 4,09E^{-9} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 3,36E^{-9} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 4,08E^{-9} \end{bmatrix} \quad (3)$$

3 Modélisation 3D et analyse EF d'une tête de radius

3.1 Analyse des images scanner

Une étude fine de la répartition des valeurs d'indice de gris sur l'ensemble d'une image scanner donnée (Fig.3) ainsi que sur une coupe au travers de cette image (Fig.4) permet de mettre en évidence deux propriétés remarquables : la transition entre zones constitutives de l'os correspond à un fort gradient de l'indice de gris – l'os trabéculaire et l'os cortical se distinguent par une grande différence des niveaux d'indice de gris.

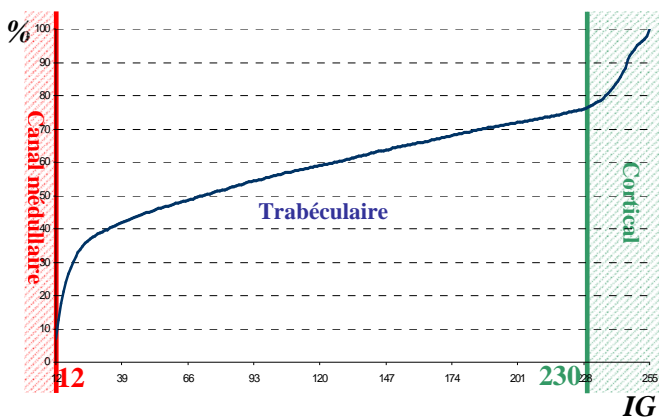


Fig.3 – répartition de l'IG sur l'ensemble d'une image scanner.

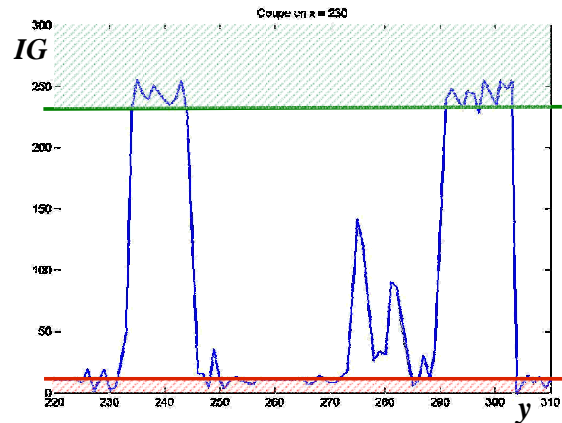


Fig.4 – valeur de l'IG selon une ligne de coupe transversale.

Ces observations permettent de différencier les différents types d'os. On remarque toutefois (Fig.4) qu'il est possible d'avoir de forts gradients d'IG dans la zone d'os trabéculaire. On choisit donc d'utiliser la notion de seuils pour discriminer les trois zones constitutives de l'os :

- canal médullaire : $0 \leq IG \leq 11$
- os trabéculaire : $12 \leq IG \leq 230$
- os cortical : $231 \leq IG \leq 255$



Fig.5 – Exemple de détection des contours pour la Fig.1

Compte tenu de ces observations, la détection des contours de chacune des zones constitutives de l'os est réalisée en cherchant les ensembles connexes de pixels ayant un niveau de gris compris entre les seuils identifiés ci-dessus. Pour chacune des coupes traitées, on détermine ainsi les contours continus qui correspondent aux trois seuils précédemment définis. L'exemple donné par la Fig.5 correspond à la coupe présentée en Fig.1.

3.2 Modèle géométrique 3D de l'extrémité du radius

L'étape suivante consiste à approcher les contours déterminés ci-dessus par des « splines » sur lesquelles viennent ensuite s'appuyer des surfaces gauches. L'assemblage de ces surfaces permet de délimiter les trois volumes constitutifs de la tête du radius (os cortical, os trabéculaire et canal médullaire). Un lissage complémentaire permet d'éliminer les quelques irrégularités de construction (Fig.6).

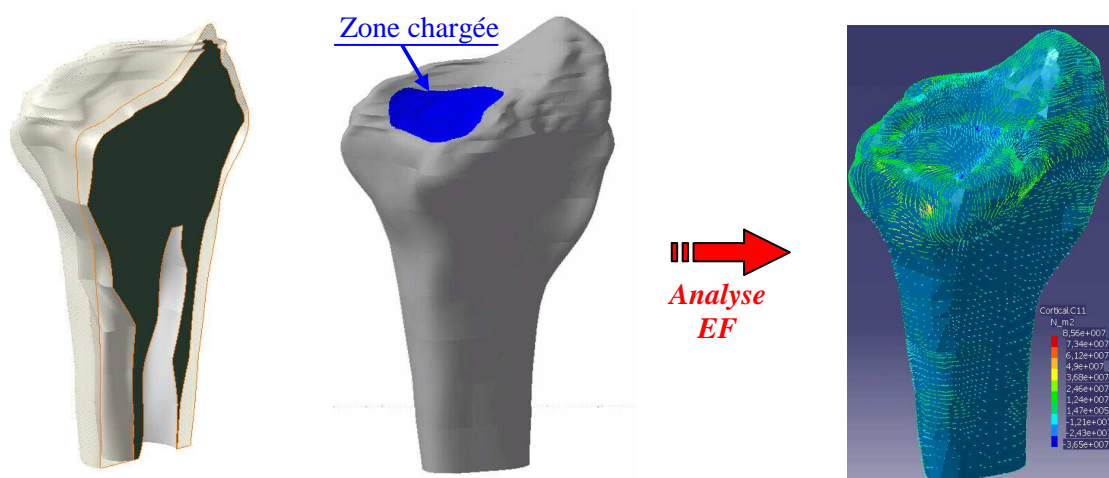


Fig.6 – Modèle géométrique 3D de la tête du radius et exemple de résultat d'analyse par EF (contrainte principale majeure).

3.3 Modèle EF de l'extrémité du radius

La géométrie obtenue sert de support pour l'analyse par éléments finis. Le maillage est constitué de 40306 éléments tétraédriques à 10 nœuds, présentant chacun trois degrés de liberté en déplacement. L'hypothèse de continuité cinématique est retenue à l'interface entre les deux types d'os. Les caractéristiques mécaniques injectées dans chacune des zones sont celles identifiées dans la première partie de ce travail à partir des échantillons numériques. On notera que l'étude portant sur un os « sec », le canal médullaire est vide et n'intervient donc pas dans l'analyse. Les déplacements verticaux sont bloqués sur la section inférieure du modèle. Quelques points contigus de cette section sont également bloqués dans les deux autres directions afin de lever toute indétermination. Le chargement est appliqué de manière uniformément répartie selon une direction normale à la surface « active » de l'articulation (Fig.6). L'intensité choisie (1000 N) peut être considéré comme représentative d'une chute.

3.4 Résultats des simulations

A partir de l'analyse des contraintes obtenues par la simulation numérique, il est possible de mieux comprendre le mécanisme de transmission des efforts dans l'extrémité distale du radius, depuis la surface articulaire chargée jusqu'au corps de l'os :

- La zone d'os cortical située sous la surface articulaire présente une faible épaisseur ; elle se comporte comme une lamelle souple appuyée sur l'os trabéculaire sous-jacent auquel elle transmet l'effort appliqué sans supporter elle-même de contraintes élevées du fait de sa faible rigidité flexionnelle.
- L'os trabéculaire sous-jacent, buté latéralement sur la paroi en os cortical, se trouve soumis à un état de compression tridimensionnelle ; il développe un effet de voûte et transforme ainsi l'effort qui le sollicite en une pression radiale et une contrainte tangentielle longitudinale, appliquées à la paroi latérale de l'os.
- Sous l'effet de l'effort qui lui est transmis par l'os trabéculaire, la paroi latérale formée d'os cortical se trouve soumise à une combinaison de compression longitudinale et de traction circonférentielle, combinaison d'efforts qu'elle est à même de supporter du fait de sa structure dense.
- Finalement, au-delà de la zone distale, l'os se trouve sollicité en flexion composée, mode de sollicitation qu'il peut aisément supporter malgré l'évidement du canal médullaire du fait de l'épaisseur de sa paroi constituée essentiellement d'os cortical.

4 Conclusions

Cette étude décrit une procédure pour l'analyse du comportement mécanique d'un os à partir d'images issues d'un scanner médical. Elle consiste dans un premier temps à déterminer les caractéristiques mécaniques des différents types d'os (cortical ou trabéculaire) à partir d'essais simulés sur des modèles éléments finis construits à partir d'échantillons numériques extraits des images scanner. Dans un second temps, les images sont utilisées pour construire un modèle tridimensionnel de l'os à étudier. L'identification des contours délimitant les zones constitutives de l'os et le canal médullaire est basée sur l'examen des niveaux de gris des différents pixels qui constituent les images scanner. Le modèle géométrique obtenu sert de support pour l'analyse par éléments finis. La simulation numérique réalisée, représentative d'un mode de chargement qui pourrait résulter d'une chute, permet de mieux comprendre le rôle joué par les différentes parties constitutives de la tête de l'os dans la transmission de l'effort depuis la surface articulaire qui reçoit le chargement jusqu'au corps de l'os. Cette étude montre la faisabilité d'une simulation mécanique fine à partir d'images obtenues à l'aide d'un scanner médical de résolution limitée. La généralisation de cette étude au cas d'un os « humide » in vivo permettrait de prendre en compte le rôle joué par la moelle osseuse dans la transmission et l'amortissement des efforts. L'objectif final concerne une meilleure compréhension du comportement ostéo-articulaire dans le cas d'un sujet en période de croissance ou d'un sujet présentant un risque d'ostéoporose ; le but final étant la prévision et la prévention des risques de fracture au moyen d'une analyse mécanique fine.

Références

- Van Rietbergen, B., Odgaard, A., Kabel, J. and Huiskes R. (1995) Direct mechanical assessment of elastic symmetries and properties of trabecular bone architecture. *J. of Biomechanics* 29, 1653-1657.
- Hommiga, J., Huiskes, R., Van Rietbergen, B., Rügsegger, P. and Weinans, H. (2000) Introduction and evaluation of a grey value voxel conversion technique. *J. of Biomechanics* 34, 513-517.
- Ulrich, D., Van Rietbergen, B., Laib, A. and Rügsegger, P. (1999) Load transfer analysis of the distal radius from in-vivo high-resolution CT-imaging. *J. of Biomechanics* 32, 821-828.