

Influence de l'architecture cellulaire de l'os spongieux sur sa réponse mécanique

JULIEN HALGRIN^{1,a}, FAHMI CHAARI, ÉRIC MARKIEWICZ ET PASCAL DRAZETIC

¹ Univ. Lille Nord de France, 59000 Lille, France

² UVHC, LAMIH, 59313 Valenciennes, France

³ CNRS, UMR 8530, 59313 Valenciennes, France

Reçu le 9 juillet 2010, accepté le 12 juillet 2010

Résumé – Afin d'optimiser la sécurité des usagers de la route, les constructeurs automobiles ont de plus en plus recours à des modèles virtuels de l'être humain. Pour accroître la bio-fidélité de ces modèles, nous nous proposons d'identifier le comportement mécanique des tissus osseux, et plus particulièrement celui de l'os trabéculaire. Après acquisition par micro-tomographie de l'architecture d'échantillons d'os spongieux, des essais mécaniques de compression sont menés. L'influence des variabilités inter et intra-individuelles est étudiée afin de minimiser la dispersion des résultats. Des modèles numériques obtenus à partir des données micro-tomographiques sont ensuite générés afin d'étudier l'influence des principales propriétés architecturales sur le comportement mécanique du tissu trabéculaire. Les résultats expérimentaux et numériques obtenus mettent en évidence la nécessité de prendre en compte l'effet des variabilités inter et intra-individuelles afin d'identifier précisément le comportement mécanique de l'os trabéculaire. Si la densité relative apparaît comme un paramètre prépondérant justifiant des variations mécaniques constatées, elle ne permet pas d'expliquer les différences de comportement observées selon la direction de chargement.

Mots clés : Os trabéculaire / architecture / essais de compression / micro-tomographie / modèles éléments-finis

Abstract – **Cellular architecture effects on the mechanical response of cancellous bone.** Car manufacturers use virtual human models in order to ensure the passengers safety during crash events. To improve the bio-fidelity of these models, we propose to identify the mechanical behaviour of bone tissues, and more particularly of the cancellous bone. After scanning cancellous bone samples with micro computed tomography, compression tests have been performed. The inter and intra-individual variabilities have been studied in order to minimise the results dispersions. Numerical models (taking into account the real architecture of this tissue) have been generated from the data coming from μ CT in order to study the effects of architectural parameters on the mechanical behaviour of the cancellous bone. The experimental and numerical results show the need to take into account the inter and intra-individual variabilities in order to identify the mechanical behaviour of the trabecular bone. If the relative density could explain the mechanical dispersions observed, the relationship established could not explain the different behaviour observed between various loading directions.

Key words: Trabecular bone / architecture / compressive tests / micro computed tomography / finite-elements models

1 Introduction

Pour des raisons de faisabilité et de coûts, les constructeurs automobiles combinent aux essais expérimentaux, des simulations numériques afin d'optimiser la sécurité

des usagers de la route. Pour prédire plus fidèlement le risque lésionnel encouru lors d'un accident, le recours à des substituts virtuels de l'être humain, plus représentatifs que les mannequins de choc, s'avère nécessaire. Des travaux sont ici entrepris afin d'améliorer la prédiction du risque lésionnel osseux.

Le squelette se compose de 206 os différenciables par leurs géométries (os longs, plats ou courts) et les tissus

^a Auteur pour correspondance :
julien.halgrin@univ-valenciennes.fr

Nomenclature

d	densité du tissu constitutif des travées (%)
d_a	densité apparente de l'os trabéculaire (%)
d_r	densité relative ou pourcentage de matière (%)
E_{app}	module apparent de l'os trabéculaire (MPa)
E_{dens}	module de densification de l'os trabéculaire (MPa)
E	module de Young du matériau constitutif des travées (MPa)
E_t	module tangent du matériau constitutif des travées (MPa)
f	porosité (%)
DA	degré d'anisotropie (–)
n	nombre de spécimens (–)
R^2	coefficient de détermination (–)
SD	écart-type (–)
σ_{max}	contrainte maximale de l'os spongieux (MPa)
σ_y^*	limite élastique du matériau constitutif des travées (MPa)
σ_{moy}	contrainte moyenne de l'os trabéculaire (MPa)
$Tb.Th$	épaisseur de travées (pixel)
$Tb.n$	nombre de travées (1/pixel)
$Tb.Sp$	espace entre les travées (pixel)
ν	coefficient de Poisson du matériau constitutif des travées (–)
ε_{lim}	limite élastique de l'os trabéculaire (%)

osseux qui les constituent (os compact ou spongieux). L'os spongieux est formé d'un lacis tridimensionnel de trabécules, délimitant un labyrinthe d'espaces intercommunicants occupés par des vaisseaux et de la moelle rouge. Cette organisation architecturale biphasée confère à l'os spongieux des propriétés mécaniques remarquables, similaires à celles observées pour les matériaux cellulaires [1]. Or, les modèles Éléments-Finis (EF) de l'être humain existants [2,3] utilisent des lois de comportement homogénéisées pour l'os spongieux et l'os compact, sans prendre en compte leurs spécificités. Un modèle intégrant les caractéristiques du tissu trabéculaire améliorerait sensiblement la prédiction des lésions [4]. Les travaux menés s'inscrivent dans une démarche d'enrichissement des modèles EF de l'être humain et plus particulièrement dans l'identification du comportement mécanique de l'os trabéculaire.

Par le passé, le comportement mécanique de l'os spongieux a largement été étudié [5–8]. Toutefois, la dispersion des résultats (en raison de variations inter et intra-individus) n'a pas permis de déterminer une loi de comportement adaptée. Les travaux entrepris ont donc pour objectif d'identifier le comportement mécanique de l'os trabéculaire, en prenant en compte les hétérogénéités architecturales liées aux variabilités inter et intra-individuelles. Notre protocole expérimental a été développé dans un premier temps sur des sujets bovins, plus particulièrement sur les côtes de l'animal. Par la suite, celui-ci sera étendu à des Sujets Humains Post Mortem (SHPM). Dans un premier temps, des échantillons d'os spongieux extraits d'une même côte et de différentes côtes sont scannés au moyen d'un microtomographe à rayons X afin de caractériser leurs architectures cellulaires. Des essais de compression sont ensuite réalisés sur ces mêmes échantillons afin de déterminer l'influence des variations géométriques et matérielles sur la réponse mécanique. Finalement, des modèles EF

de chaque échantillon scanné sont construits afin de minimiser les dispersions des réponses mécaniques dues à l'architecture. L'influence spécifique des propriétés architecturales de l'os spongieux (dans un premier temps, la densité relative) sur sa réponse mécanique est alors étudiée.

2 Préparation des échantillons

Les essais sont réalisés sur des échantillons « frais », prélevés au maximum 8 jours après abattage de l'animal. Les côtes utilisées proviennent de bœufs sains, âgés de moins de 24 mois. Afin d'éviter toute influence des conditions de conservation sur les propriétés mécaniques [9], elles sont placées en chambre frigorifique à 4 °C avant prélèvement des spécimens. Les échantillons sont extraits perpendiculairement à la courbure de la côte pour conserver une même direction de chargement. La moelle est éliminée des échantillons afin d'éviter toute contribution de ce fluide sur la réponse mécanique de l'os trabéculaire [10]. Au final, 14 échantillons cylindriques (8 mm de diamètre et 8 mm de haut (± 1 mm)) et 10 échantillons cubiques (10 mm de côté) sont prélevés afin de déterminer les propriétés mécaniques de l'os trabéculaire et d'identifier l'influence des paramètres architecturaux. Les expérimentations sont alors réalisées immédiatement afin de pallier à d'éventuels effets de déshydratation.

3 Caractérisation des échantillons

3.1 Caractérisation architecturale

Afin de quantifier la distribution des pores et de leurs géométries, l'architecture des échantillons est caractérisée par micro-tomographie (μ CT). Cette technique d'imagerie consiste à mesurer le coefficient d'absorption d'une

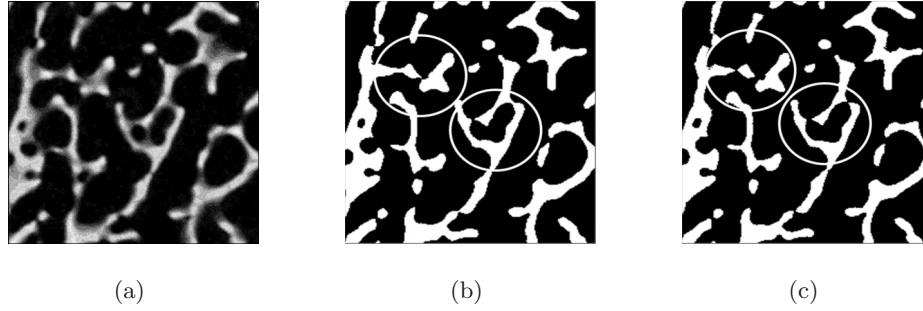


Fig. 1. Exemple d'image extraite par μ CT – (a) en niveau de gris, (b) segmentée pour une valeur seuil de 85 ($d_r = 22, 24 \%$), (c) segmentée pour une valeur seuil de 90 ($d_r = 21, 58 \%$).

Tableau 1. Propriétés architecturales de différents échantillons.

	Prélevés dans la même côte				Prélevés dans différentes côtes			
	n	Moyenne	SD	min–max	n	Moyenne	SD	min–max
d_r (–)	4	0,24	1,48	0,22–0,25	10	0,22	1,86	0,20–0,25
$Tb.Th$ (pixel)	4	9,35	0,33	9,10–9,91	10	10,46	1,4	9,10–12,40
$Tb.n$ (1/pixel)	4	0,025	0,002	0,022–0,027	10	0,022	0,004	0,016–0,028
$Tb.Sp$ (pixel)	4	29,31	2,41	27,83–32,53	10	35,76	8,09	27,54–46,84
DA (–)	4	0,48	0,077	0,379–0,561	10	0,42	0,086	0,319–0,561

source à rayons X traversant un volume de matière pour différentes positions angulaires. Une série d'images en niveau de gris est alors obtenue. Pour permettre l'analyse des propriétés architecturales (densité relative ou quantité de matière dans le volume considéré [d_r], épaisseur de travées [$tb.th$], nombre de travées [$tb.n$], espace entre les travées [$tb.sp$], degré d'anisotropie [DA]) de l'échantillon scanné, les images collectées sont segmentées. Usuellement, le seuil de segmentation est choisi manuellement selon l'appréciation de l'opérateur, différentes valeurs sont donc possibles [11]. La figure 1 présente l'influence de la segmentation (choisie manuellement) sur la description de l'architecture et sur la densité relative mesurée. Pour un seuil donné, nous obtenons une densité relative d'échantillon spécifique, engendrant une description des travées différentes (voir cercles – Fig. 1). Afin de minimiser les erreurs générées par un seuillage manuel, une procédure automatisée de segmentation basée sur la méthodologie d'Otsu [12] a été développée sous MATLAB. 10 échantillons ont au final été scannés avant essais, à une résolution de $20 \mu\text{m}$ au moyen d'un micro-tomographe SKYSCAN 1172, pour une durée d'acquisition de 20 min minimisant le risque de déshydratation des tissus qui affecte les propriétés mécaniques. Les données collectées sont ensuite traitées à partir de la méthode d'Otsu afin de faciliter la comparaison des propriétés architecturales. Les résultats obtenus sont présentés dans le tableau 1.

Pour des échantillons extraits indépendamment de la même côte ou de différentes côtes, la densité relative est peu dispersive (dispersion inférieure à 6 % par rapport à la valeur moyenne). Pour les paramètres trabéculaires (épaisseur de travées, nombre de travées, espace entre les travées) ou le degré d'anisotropie, les variations constatées sont beaucoup plus significatives et ce d'autant plus si les échantillons sont prélevés dans différentes

côtes (dispersions supérieures à 10 % par rapport à leurs valeurs moyennes). La prise en compte d'échantillons extraits uniquement d'une même côte réduit ces dispersions, validant la nécessité de considérer les variations inter et intra-individuelles. Il convient donc de vérifier si ces variations modifient la réponse mécanique des échantillons.

3.2 Caractérisation mécanique expérimentale

Des essais mécaniques de compression en quasi-statique ($10 \text{ mm}\cdot\text{min}^{-1}$) et grandes déformations (jusqu'à 80% de déformation) sont menés sur une machine de traction/compression électromécanique (HOUNSFIED H5KT). Ces essais sont réalisés immédiatement après extraction des échantillons et acquisition de leurs géométries.

Comme pour la plupart des matériaux cellulaires, le comportement mécanique de l'os trabéculaire en compression se divise en trois phases :

- 1^{ère} phase : déformation homogène de l'échantillon caractérisée par un module apparent [E_{app}], jusqu'à une valeur critique [σ_{max}] associée à un taux de déformation limite [ε_{lim}],
- 2^e phase : phase d'effondrement associée à un niveau de contrainte quasi-constant [σ_{moy}], caractérisée par la formation de plans de cisaillement,
- 3^e phase : au-delà de 50% d'écrasement, la majorité des pores est détruite, seul le matériau constitutif des travées est sollicité; la contrainte augmente caractérisant la densification de l'échantillon [E_{dens}].

En reproduisant cet essai sur des échantillons extraits d'une même côte et de différentes côtes, les mêmes phases sont observées (Fig. 2). L'influence des variabilités inter et intra-individuelles sur les réponses mécaniques

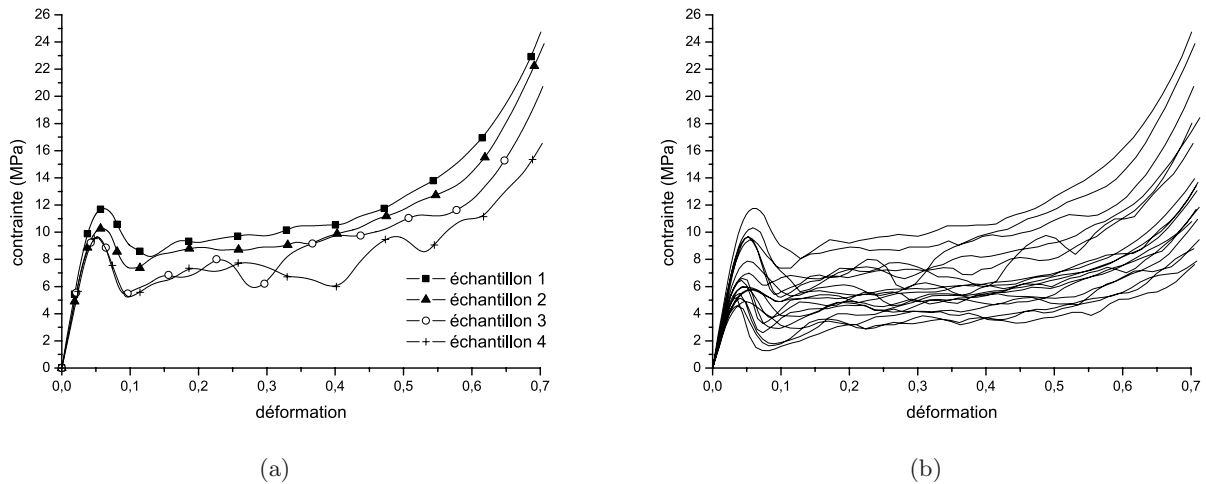


Fig. 2. Comportements d'échantillons extraits – (a) d'une côte, (b) de différentes côtes.

Tableau 2. Propriétés mécaniques de différents échantillons.

	Prélevés dans la même côte				Prélevés dans différentes côtes			
	n	Moyenne	SD	min–max	n	Moyenne	SD	min–max
E_{app} (MPa)	4	252,5	13,85	237,5–270,9	10	202,35	79,8	120,1–270,9
σ_{max} (MPa)	4	10,35	0,976	9,6–11,7	10	6,97	2,27	3,91–11,74
ε_{lim} (-)	4	0,055	0,0036	0,052–0,058	10	0,048	0,0072	0,035–0,058
σ_{moy} (MPa)	4	8,4	0,75	7,4–9,04	10	5,81	2,16	3,46–9,04

est également mise en évidence (Tab. 2). Pour des échantillons prélevés dans la même côte, la variation des propriétés mécaniques globales (module apparent, contrainte maximale, déformation limite et contrainte moyenne) demeure significative. En supposant que les propriétés mécaniques du matériau constitutif sont identiques pour des échantillons extraits d'une même côte, les changements de comportement observés sont donc attribués à des effets de variations architecturales. Pour les échantillons extraits de différentes côtes, les variations sont beaucoup plus marquées (entre 120 et 270 MPa pour le module apparent – entre 4 et 12 MPa pour la contrainte maximale). Dans ce cas, les variations s'expliquent à la fois par des différences d'architecture mais également par des variations au niveau des propriétés mécaniques du matériau constitutif des travées.

Les résultats obtenus montrent clairement l'influence des variations biologiques et géométriques sur la réponse mécanique. Expérimentalement, il s'avère toutefois difficile de découpler les paramètres architecturaux (densité relative, paramètres trabéculaires et degré d'anisotropie) afin de déterminer leur contribution sur la réponse mécanique de l'échantillon. Pour y parvenir, nous avons donc eu recours à la modélisation numérique.

3.3 Expérimentation numérique

Afin de construire un modèle EF reprenant l'architecture exacte d'un échantillon, une procédure simplifiée de maillage en éléments hexaédriques a été

développée à partir des données obtenues par microtomographie [13–15]. Un modèle numérique de référence en éléments hexaédriques a ainsi été construit (Fig. 3a). La loi de comportement affectée à ce modèle est une loi élasto-plastique bilinéaire dont les paramètres ont été identifiés par méthode inverse ($E = 7$ GPa, $\nu = 0,25$, $\sigma_y = 350$ MPa et $E_t = 0,1$ MPa) lors de précédents travaux [14]. Les plateaux de compression sont représentés par deux murs rigides ; une vitesse constante de 8 m.s^{-1} est appliquée au mur supérieur compte tenu que la loi alimentant les modèles est élasto-plastique et les effets d'inertie négligeables jusqu'à cette vitesse. Le modèle est ensuite simulé à l'aide du code de calcul explicite Pam-Crash, l'objectif à plus long terme étant d'identifier le comportement de l'os spongieux sous sollicitations dynamiques rapides. La déformation finale atteinte est de 10%.

Lors de l'étape de segmentation des images (Sect. 3.1), il a été constaté que différentes valeurs de seuil engendrent des variations de densités relatives pour une même organisation architecturale. Sur ce principe et à partir de la procédure de maillage développée, de nouveaux modèles EF (organisation architecturale identique mais avec des densités relatives différentes) ont été construits puis simulés dans les mêmes conditions que le modèle de référence (chargement suivant Z notamment). La figure 3b présente les réponses obtenues pour chacun de ces modèles. On constate une influence significative de la densité relative sur le module apparent de l'échantillon (diminution du module apparent de 17% pour une diminution de la densité relative de 10%), concordant avec de

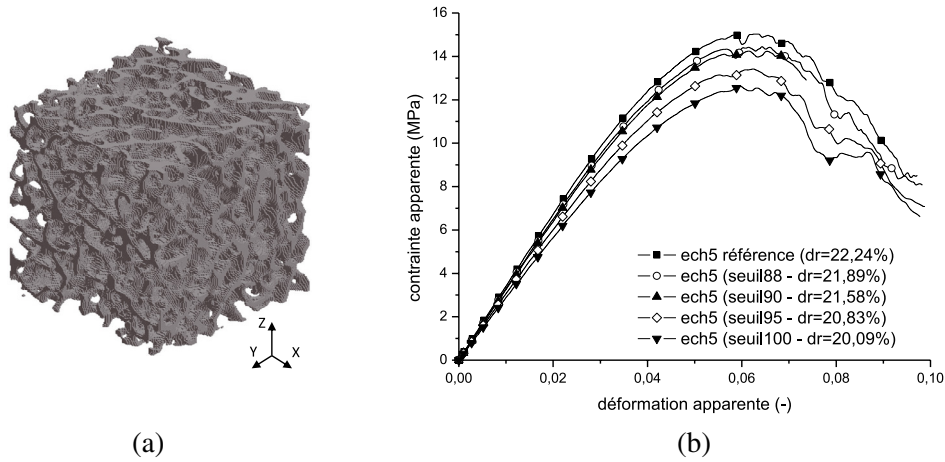


Fig. 3. (a) Exemple de modèle EF (628 814 nœuds, 424 707 éléments de 40 μm de côté), (b) réponses numériques de modèles à la densité différente mais à la même architecture.

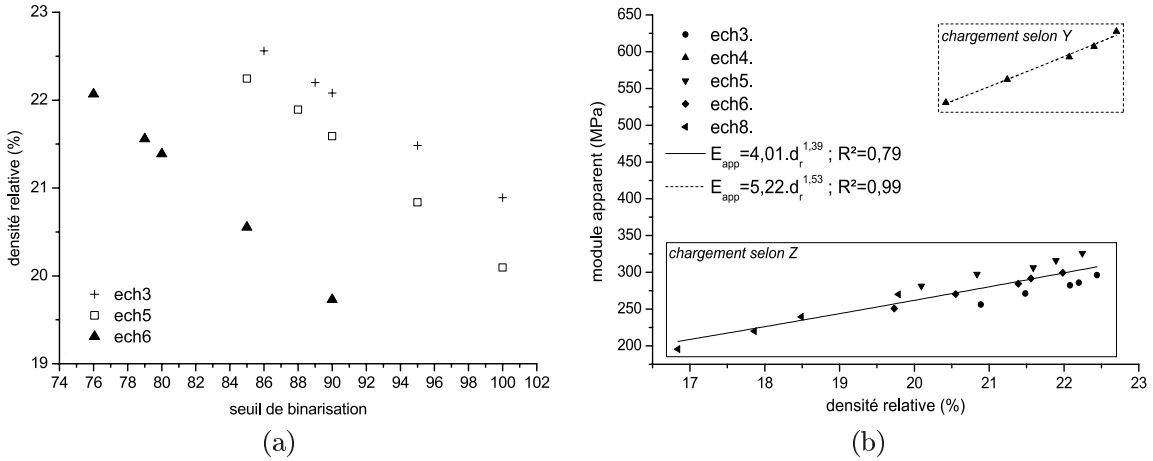


Fig. 4. Influence de la densité relative sur le module apparent de l'échantillon – (a) variation de d_r en fonction du seuil appliqué, (b) variation de E_{app} en fonction de d_r .

précédents travaux [1] menés sur des échantillons d'architectures différentes.

Afin de confirmer les effets de la densité relative sur la réponse mécanique, ce procédé a été étendu à 4 autres échantillons extraits de la même côte. L'un de ces spécimens numériques a volontairement été sollicité dans une direction de chargement différente (selon Y). Indépendamment de l'échantillon et de la direction de sollicitation, la densité relative varie linéairement selon le seuil de segmentation appliquée (Fig. 4a). L'augmentation de densité engendrée par ces modifications des images entraîne un accroissement du module apparent (Fig. 4b).

À l'image des relations extraites de la littérature entre la densité relative et le module apparent [6,8], les résultats ici obtenus varient sous la forme d'une relation en puissance ou plus simplement sous la forme d'une relation linéaire. Une unique relation peut notamment être proposée (Éq. (1)), indépendamment de l'échantillon; celle-ci n'est cependant valable que pour une même direction de chargement.

$$E_{app} = 4,01.d_r^{1,39} \quad R^2 = 0,79 \quad (1)$$

Pour une direction de chargement différente (Fig. 4b), le module apparent se corrèle également avec la densité relative (Éq. (2)). Toutefois, la relation établie diffère significativement de celle précédemment déterminée (Éq. (1)).

$$E_{app} = 5,22.d_r^{1,53} \quad R^2 = 0,99 \quad (2)$$

L'os trabéculaire présente un comportement anisotrope ne pouvant être considéré par l'intermédiaire de la densité relative [15]. Dans les références suivantes [6,8], les auteurs ne contrôlaient pas les variabilités inter et intra individuelles des échantillons testés ou analysaient l'effet de la densité relative sur le module apparent sur des échantillons à l'architecture différente. Il était donc difficile de vérifier la validité de cette relation indépendamment de la direction de chargement.

Dans notre cas, à partir d'un traitement original des données extraites par micro-tomographie, l'expérimentation numérique menée permet de quantifier numériquement l'influence de la densité relative sur le module apparent d'échantillons à l'architecture fixée, indépendamment de la direction de chargement. Des

relations propres à chaque échantillon ont ainsi été identifiées. Pour une même direction de chargement (selon Z), celles-ci présentent de grandes similitudes permettant d'établir une unique relation entre le module apparent et la densité relative.

4 Conclusions et discussions

La recherche menée a mis en évidence l'influence des variations architecturales sur les propriétés mécaniques de l'os trabéculaire. Il est ainsi nécessaire de prendre en compte ces différences pour minimiser les dispersions mécaniques et aboutir à une loi de comportement de l'os trabéculaire. Afin d'identifier la contribution de chaque paramètre géométrique sur la réponse mécanique, nous avons proposé une approche originale couplant la microtomographie à des simulations numériques. Une relation entre la densité relative et le module apparent a pu être établie; celle-ci ne permet toutefois pas de prendre en compte l'anisotropie mécanique caractéristique de l'os trabéculaire.

Toujours par expérimentation numérique, des travaux sont donc en cours afin de déterminer si les paramètres d'anisotropie et plus particulièrement les paramètres du tenseur de fabrique, caractéristique de l'orientation de l'architecture trabéculaire, permettraient de justifier de la différence de comportement selon la direction de chargement.

Remerciements. Les présents travaux ont été supportés par le Campus International sur la Sécurité et l'Intermodalité des Transports, la région Nord-Pas-de-Calais, la Communauté Européenne, la Délégation Régionale à la Recherche et à la Technologie, par le Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche, et par le Centre National de la Recherche Scientifique. Les auteurs tiennent à remercier ces différentes institutions pour leurs soutiens.

Références

- [1] L. Gibson, M. Ashby, Cellular solids: structure and properties, 2nd Edition, Cambridge University press, 1997
- [2] D.W. Brands, Predicting brain mechanics during closed head impact – numerical and constitutive aspects, Thèse, Université de Eindhoven, 2002
- [3] F.S. Raul, Applications des modèles éléments finis de la tête en médecine légale, Thèse, Université Louis Pasteur, Strasbourg I, 2007
- [4] E. Charpails, Analyse du comportement mécanique des côtes humaines en dynamique, Thèse, École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers de Paris, 2006
- [5] C.H. Turner, DB. Bur – Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial, Bone 14 (1993) 595–606
- [6] F. Linde, I. Hvid, F. Madsen, The effect of specimen geometry on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens, J. Biomech. 25 (1992) 359–368
- [7] R. Van-Rietbergen, H. Weinans, R. Huiskes, A. Odgaard, A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical, J. Biomech. 28 (1995) 69–81
- [8] G. van Lenthe, M. Stauber, R. Müller, Specimen-specific beam models for fast and accurate prediction of human trabecular bone mechanical properties, Bone 39 (2006) 1182–1189
- [9] J. Mc Elhaney, J. Fogle, J. Melvin, R. Haynes, V. Roberts, N. Alem, Mechanical properties of cranial bone, J. Biomech. 3 (1970) 495–511
- [10] J. Halgrin, F. Chaari, E. Markiewicz, P. Drazetic, Spongy bone mechanical behaviour under quasi static to dynamic loadings : development of an equivalent physical model, Modelling of heterogeneous materials, Prague, Juin 2007
- [11] I. Parkinson, A. Badiei, NL. Fazzalari, Effect of variability in image segmentation on quantitative parameters from Micro-CT analysis of human Cancellous bone skyscan user meeeting, 2009, pp. 29–30
- [12] N. Otsu, A threshold selection method from grey scale histogram, IEEE Trans. Syst. Man Cyber 1 (1979) 62–66
- [13] F. Chaari, E. Markiewicz, P. Drazetic, Identification of the spongy bone mechanical behaviour under compression loads: numerical simulation versus experimental results, Int. J. Crashworthiness, 12 (2007) 101–108
- [14] F. Chaari, J. Halgrin, E. Markiewicz, P. Drazetic, Spongy bone deformation mechanisms: experimental and numerical studies, Eur. J. Comp. Mech. 18 (2009) 67–79
- [15] J. Halgrin, Influence des paramètres architecturaux sur le comportement mécanique de l'os trabéculaire, Thèse, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, 2009