

Caractérisation de milieux poreux par étude de leur géométrie 3D. Application à l'os trabéculaire

R. Jennane¹, S. Akkoul¹, G. Aafort¹, G. Lemineur¹, R. Harba¹, C. L. Benhamou²

¹Laboratoire d'Electronique, Signaux, Images, UPRES EA 1715 et GdR ISIS du CNRS
12, rue de Blois, Université d'Orléans, France,

E-mail : Rachid.Jennane@univ-orleans.fr, Tel : 02 38 49 45 38 ; Fax : 02 38 41 72 45

²Equipe INSERM U658, Centre Hospitalier Régional d'Orléans, France

Résumé – Cette communication présente le développement d'un ensemble d'outils permettant de caractériser un milieu poreux tel que l'os trabéculaire. Ce travail est basé sur une nouvelle technique permettant de localiser et d'individualiser les arches du milieu poreux. Nous nous intéressons principalement à la mesure d'anisotropie en 3 dimensions et au calcul d'indices d'orientation et de courbure pour chaque travée. Les différentes techniques mises en place sont comparées sur 2 populations différentes composées d'échantillons osseux ostéoporotiques et coxarthriques. Nous montrons que seuls les indices de courbure des travées permettent de discriminer de manière significative les 2 populations étudiées.

Abstract – This paper presents a set of tools to characterize the properties of porous media like trabecular bone. This work is based on a new technique which allows to localize and individualize the arches of the porous media. We are mainly interested in characterizing the anisotropy in 3 dimensions and measuring orientation and curvature indexes for each trabeculae. The different techniques used are compared on 2 different populations composed of osteoporotic and coxarthritic bone samples. Results show that only trabeculae curvature indexes significantly discriminate the 2 populations.

1. Introduction

L'évaluation du risque de fracture osseuse repose à l'heure actuelle sur l'appréciation de facteurs de risque dont le principal est une diminution exagérée de la masse osseuse. Les techniques utilisées permettent une mesure non invasive de la densité de l'os, mais n'apportent pas d'information précise concernant l'agencement structural de sa microarchitecture. Des essais biomécaniques *in vitro* sur l'os trabéculaire ont démontré que la densité osseuse expliquait environ 60 à 70 % de la résistance osseuse. Certains auteurs [1] ont montré qu'en associant les données de densité à celles de l'architecture osseuse, on pouvait mieux prédire la résistance globale de l'os trabéculaire, expliquant jusqu'à environ 90 % des propriétés biomécaniques.

Un travail en cours au Laboratoire d'Electronique, Signaux, Images (LESI) de l'Université d'Orléans en collaboration avec l'équipe INSERM-U658 a pour objectif d'analyser les propriétés structurales 3D d'un milieu poreux. Cette technique initialement appelée LSGA (Line Skeleton Graph Analysis) [2] basée sur l'utilisation du squelette 3D permet de localiser et d'individualiser les arches du milieu poreux. Le squelette labellisé ainsi obtenu peut être utilisé afin de mesurer les paramètres des travées du réseau trabéculaire osseux, tels que leur volume,

longueur ou section moyenne. Il est également possible de déduire à partir de ce réseau interconnecté des paramètres tels que le nombre d'arches, le nombre de nœuds ou encore la densité de connectivité (caractéristique d'Euler-Poincaré).

Cette communication concerne le développement d'un ensemble d'outils permettant de mieux caractériser un milieu poreux conditionné par les sollicitations mécaniques qu'il subit. Il s'agit précisément de :

- calculer un indice d'orientation pour chaque travée du milieu poreux,
- définir un indice de courbure local et global pour chaque travée,
- calculer un indice global d'anisotropie,
- comparer les méthodes mises en place sur deux populations différentes composées d'échantillons osseux ostéoporotiques et coxarthriques.

Le plan de cette communication est le suivant : après une description de chacune des techniques utilisées, les résultats obtenus sur 2 populations composées de personnes atteintes d'ostéoporose et de coxarthrose sont présentés. Une discussion conclut ce papier.

2. Données et prétraitement

2.1 Données

Les algorithmes implémentés ont été appliqués sur des images 3D haute résolution acquises à l'aide d'un microscanner (SkyScan-1072). Au total 16 carottes osseuses d'environ 6 mm^3 prélevées sur des os post-mortem du col du fémur ont été numérisées à une résolution de $12,02 \mu\text{m}$. 8 échantillons prélevés sur des patients dont l'os est atteint d'ostéoporose qui est caractérisée par un amincissement des travées osseuses. On désignera ces derniers par le terme (OP) pour OstéoPorotiques. 8 échantillons prélevés sur des patients atteints d'une autre maladie, la coxarthrose qui est caractérisée par une densification des travées, soit l'effet inverse de l'ostéoporose. Nous les désignerons par le terme (OA) pour cOxArthriques.

La taille de chacun des 16 volumes osseux est de 400^3 voxels, dont chaque élément est codé sur 8 bits. Chacun occupe environ 64 Mo d'espace mémoire. La figure 1 présente un extrait d'échantillon brut en 3D de 256^3 voxels pour chacune des deux populations.

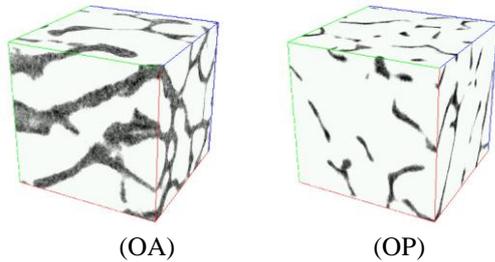


FIG. 1 : Exemples d'extraits d'échantillons bruts de taille 256^3 voxels.

Pour notre étude ces données ont besoin d'être prétraités, ceci fait l'objet du paragraphe suivant.

2.2 Prétraitement

Les travaux présentés dans cette communication ont été menés sur des volumes osseux qui sont des milieux poreux biphasiques. Toutes les images 3D utilisées ici sont donc des images binaires, où les voxels noirs correspondent à la phase solide, et les voxels blancs à l'arrière plan, soit la phase de pore. Dans un premier temps, les images ont été binarisées manuellement. Le seuil de binarisation a été défini comme le minimum de la vallée de l'histogramme parfaitement bimodal pour chaque image.

Selon la technique utilisée ces données ont été ensuite prétraitées à l'aide de l'outil LSGA (Line Skeleton Graph Analysis) qui consiste à individualiser chaque élément composant une structure à partir de son squelette. L'outil qui compose la chaîne de création du LSGA permet de recueillir de nombreuses informations topologiques et morphologiques sur le milieu étudié. Il est possible de déduire à partir de ce réseau interconnecté des paramètres tels que le nombre d'arches, le nombre de nœuds ou encore

la densité de connectivité (caractéristique d'Euler-Poincaré). Une étape finale de segmentation par croissance de régions permet d'obtenir des informations sur les volumes, surfaces et courbures des primitives poutres présentes dans la microarchitecture. La structure de l'objet étudié se décrit alors sous la forme d'un réseau de chemins individualisés interconnectés comme illustré en figure 2. Bien que puissant, le LSGA basé sur des squelettes filaires souffre d'un cruel manque de précision géométrique, puisque les structures de type plaque ne sont pas prises en compte. Nous reviendrons sur ce point dans la discussion.

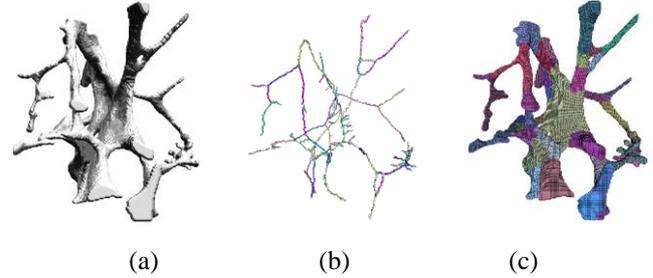


FIG. 2 : Os trabéculaire (a), squelette filaire labellisé (b), travées osseuses individualisées par LSGA (c).

3. Caractérisation de l'anisotropie

Pour l'estimation du degré d'anisotropie, nous avons implémenté 3 méthodes couramment utilisées, Le Mean Intercept Length (MIL), le Volume Orientation (VO) et le Star Volume Distribution (SVD). Ces 3 techniques ont été utilisées sur les volumes binaires. Nous nous sommes aussi intéressés à l'orientation des travées (OT) ainsi qu'à leur courbure locale (CL) et globale (CG). Pour ces dernières, les données ont été prétraitées à l'aide du squelette filaire. Nous allons décrire chacune de ces techniques.

3.1 Mean Intercept Length (MIL)

La méthode du Mean Intercept Length [3] consiste à placer dans l'espace occupé par l'objet à étudier un réseau de lignes parallèles avec une orientation (θ, φ) . Ensuite, il s'agit de compter le nombre d'intersections $I(\theta, \varphi)$ entre chaque ligne et l'interface solide/pore. L'opération est répétée pour différentes orientations de l'angle (θ, φ) . Le MIL est défini par :

$$\text{MIL}(\theta, \varphi) = \frac{L}{I(\theta, \varphi)} \quad (1)$$

où L est la longueur totale des lignes test parallèles et $I(\theta, \varphi)$ le nombre d'intersections dans l'orientation (θ, φ) .

3.2 Volume Orientation (VO)

Le Volume Orientation [4] consiste à placer une grille prédéfinie de points sur le volume osseux. Pour les points interceptés par la phase solide, un lancé de rayons dans toutes les directions de l'espace est effectué. L'intersection de chaque rayon avec le bord de la phase solide est détectée. La longueur du rayon émanant de ce point est

estimée puis seul le rayon le plus long ainsi que son orientation sont retenus. Enfin, les longueurs pour chaque orientation sont comptabilisées. Le Volume Orientation est alors défini de la manière suivante :

$$VO(\theta, \varphi) = \sum_1^n \text{Max}(L(\theta, \varphi)) \quad (2)$$

où $\text{Max}(L(\theta, \varphi))$ est le rayon maximum dans une orientation (θ, φ) .

3.3 Star Volume Distribution (SVD)

Au départ, la technique du Star Volume Distribution [5] est identique au VO. La différence est que l'on retient tous les rayons. Cela forme une sorte d'étoile autour du point choisi. La longueur de chacun des rayons de l'étoile est mesurée. L'opération est répétée pour chacun des points de la grille. Ensuite, les longueurs obtenues dans une direction donnée sont sommées. Le SVD est donné par l'équation suivante :

$$SVD(\theta, \varphi) = \frac{\pi}{3} \frac{1}{M} \sum_1^n L^3(\theta, \varphi) \quad (3)$$

où L est la longueur d'intercept dans une orientation donnée (θ, φ) , M est le nombre de points de la grille et n le nombre de points interceptant la phase solide.

Nous nous sommes aussi intéressés à l'orientation des travées, à leur courbure locale en tout point et à leur courbure globale. Pour cela, nous avons exploité les données du LSGA pour extraire des informations relatives à l'orientation et à la courbure des travées.

3.4 Orientation des Travées (OT)

Le milieu poreux os-trabéculaire est un environnement complexe. Les travées osseuses se présentent sous différentes formes, elles sont plus au moins courbées et orientées dans toutes les directions. A notre connaissance, il n'existe pas de méthode satisfaisante pour caractériser l'orientation de chaque arche d'un milieu poreux. Pour cette raison, nous avons choisi d'approximer l'orientation de chaque travée à partir des points extrêmes du squelette. Ainsi, chaque travée osseuse est remplacée par un vecteur qui permet le calcul de l'orientation de cette dernière.

3.5 Courbure Locale (CL) des travées

La Courbure Locale fournit une information sur l'allure de la travée en chacun de ses points. L'algorithme proposé par Lewiner *et al.* [6] consiste à considérer un nombre de voxels autour du point choisi sur le squelette. Dans ce voisinage, l'arc de cercle le plus à même d'épouser la forme de la courbure en ce point est estimé. La courbure peut aussi être estimée à l'aide des dérivées première et seconde au point considéré $P(x, y, z)$. Les dérivées au point $P(x, y, z)$ sont calculées sur une fenêtre de largeur

$2q+1$ centrée autour du point P . La courbure locale est donnée par :

$$CL(P) = \frac{(x'z'' - z'y'') - (x'z'' - z'y') + (x'y'' - y'x'')}{(x'^2 + y'^2 + z'^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (4)$$

où (x', y', z') et (x'', y'', z'') sont respectivement les dérivées premières et secondes des coordonnées du point $P(x, y, z)$.

3.6 Courbure Globale (CG)

La courbure globale caractérise l'allure générale de la travée étudiée. Le principe de la méthode proposée par Kinney *et al.* [7] est le suivant : la longueur réelle et la longueur euclidienne sont estimées à partir du squelette entre les deux extrémités de la travée. La courbure globale est donnée par le rapport de ces 2 quantités :

$$CG = \frac{\text{Longueur euclidienne}}{\text{Longueur réelle}} \quad (5)$$

4. Résultats

Les techniques (MIL, VO, SVD et OT) fournissent de manière générale une quantité de résultats difficilement exploitable à l'état brut. Il est possible de modéliser les données obtenues à l'aide d'un ellipsoïde dont les 3 axes principaux fournissent des indices d'anisotropie. Ses vecteurs propres donnent les directions principales de la structure et ses valeurs propres quantifient le degré d'anisotropie de la structure étudiée. Cette modélisation est basée sur celle de Harrigan *et al.* [8] qui ont proposé une description de l'anisotropie du réseau trabéculaire à l'aide d'un tenseur. Les degrés d'anisotropie (deg1, deg2, deg3) suivant les 3 orientations sont déterminés à partir des valeurs propres. Pour ce qui est des 2 autres techniques les moyennes et écart-types des valeurs obtenues pour CL et CG permettent de conclure sur leur pouvoir discriminant.

Afin de comparer ces techniques entre elles et déterminer le pouvoir discriminant de chacun des paramètres sur les 2 populations étudiées, un test de Student sur les moyennes [9] à un niveau de signification de 1 % a été effectué. Le tableau 1 regroupe les valeurs obtenues pour MIL, VO, SVD et OT.

TAB. 1 : Valeurs du test t de Student pour les techniques MIL, VO, SVD et OT. Seules les valeurs de $|t| > 2,98$ sont discriminantes.

	deg1	deg 2	deg3
MIL	2,317	0,279	2,920
VO	1,092	1,110	1,724
SVD	1,252	1,711	0,731
OT	0,275	1,044	0,716

Au niveau de signification $\alpha = 0,01$, on constate que l'analyse des volumes trabéculaires osseux par les techniques couramment utilisées (MIL, VO, SVD et OT)

pour quantifier l'anisotropie en 3D ne permettent pas de différencier les 2 populations OA et OP ($|t| < 2,98$).

Les moyennes et écart-types ainsi que les valeurs de t du test de Student obtenus pour les indices de courbure locale et globale (CL et CG) sont regroupés sur le tableau 2.

TAB. 2 : Moyennes, écart-types et valeurs du test t de Student pour les techniques CL et CG. Seules les valeurs de $|t| > 2,98$ sont discriminantes.

	CL	CG
OP	0,012±0,001	0,755±0,054
OA	0,015±0,001	0,667±0,032
t	4,238	3,75

On constate que pour le même niveau de signification $\alpha = 0,01$, les indices de courbure locale (CL) et globale (CG) permettent de séparer les 2 populations ($|t| > 2,98$).

5. Conclusion et perspectives

Dans cette communication, nous avons étudié l'anisotropie 3D ainsi que l'orientation et la courbure des travées de volumes osseux trabéculaires. Pour cela, différentes techniques ont été implémentées et comparées sur deux populations composées de volumes trabéculaires ostéoporotiques et coxarthriques. L'utilisation d'un test statistique a montré que seuls les indices de courbure permettent de séparer les 2 populations étudiées. Ces résultats importants indiquent que les propriétés de courbure des travées osseuses sont des paramètres clés pour analyser de telles structures poreuses.

En perspective à ce travail, on sait que l'architecture osseuse est composée à la fois de plaques et de poutres [10], le nouvel outil développé au LESI (HSGA) [11] permet d'identifier dans le réseau trabéculaire ces deux types de travées. En utilisant les ressources de notre squelette hybride [12], nous avons amélioré considérablement la technique LSGA. Pour cela, il a été nécessaire de redévelopper les algorithmes de classification des voxels et labellisation des travées pour les adapter à la structure particulière du squelette. Les règles de géométrie discrète utilisées pour caractériser le squelette ont dû être intégralement recréées. Comme illustré sur la figure 3, le modèle HSGA prend désormais en compte plaques et poutres de forme quelconque, intersections entre plaques, entre poutres, entre plaques et poutres, etc.

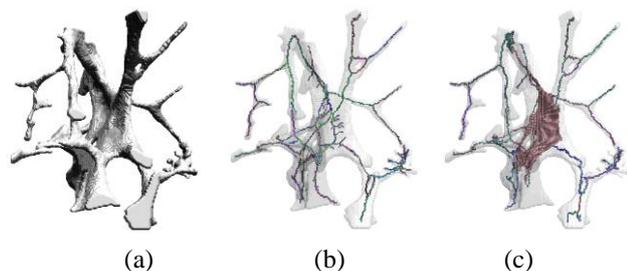


FIG. 3 : Os trabéculaire (a), travées osseuses individualisées par LSGA (b) et par HSGA (c).

Dans le cadre de la présente étude, nous n'avons exploité que les résultats de l'outil LSGA, c'est à dire que nous avons supposé que l'objet était composé uniquement de poutres. Ceci ouvre la voie pour de futurs travaux. A l'avenir, il faudra utiliser toutes les données du modèle HSGA et proposer des techniques permettant de mesurer des indices d'orientation et de courbure 2D sur un objet composé à la fois de poutres et de plaques comme l'est l'os trabéculaire.

Références

- [1] R.W. Goulet, et al.. *The Relationship Between the Structural and Orthogonal Compressive Properties of Trabecular Bone*. J. Biomechanics, 1994, 27, 375-98.
- [2] L. Pothuaud, P. Orion, E. Lespessailles, CL. Benhamou, P. Levitz. *A New Method for Three-Dimensional Skeleton Graph Analysis of Porous Media: Application to Trabecular Bone Microarchitecture*. Journal of microscopy 199 (2), 149-161.
- [3] W.J. Whitehouse. *The Quantitative Morphology of Anisotropic Arabecular Bone*. J. of Microscopy, 101 (2), pp. 153-168, 1974.
- [4] A. Odgaard, Jensen EB, H.J Gundersen. *Estimation of Structural Anisotropy Based on Volume Orientation. A New Concept*. J Microsc, 157(pt 2), pp. 149-162, 1990.
- [5] Cruz-Orive, L.M, et al.. *Characterizing Anisotropy : A New Concept*. Micron and microscopia acta., 23 (1-2), pp. 75-76, 1992.
- [6] T. Lewiner, João D. Gomes, Jr., Hélio Lopes and Marcos Craizer. *Curvature and Torsion Estimators Based on Parametric Curve Fitting*. Computers & Graphics, Volume 29, Issue 5, October 2005.
- [7] J. H. Kinney, James S. Stölken, T.S. Smith, James T. Ryaby and N.E. Lane. *An Orientation Distribution Function for Trabecular Bone*. Bone, Volume 36, Issue 2, February 2005.
- [8] T.P. Harrigan, R.W. Man. *Characterization of Anisotropy in Porous Media by Orthotropic Material Using Second Rank Tensor*. Journal of Material Science, 19 : pp. 761-767, 1984.
- [9] M. R. Spiegel. *Probabilités et Statistiques*. McGraw-Hill, New York, 1981.
- [10] T. Hildebrand, P. Rüeggsegger. *Quantification of Bone Microarchitecture with the Structure Model Index*. Comput Methods Biomech Biomed Engin.; Vol. 1(1), pp. 15-23, 1997.
- [11] G. Aufort, R. Jennane, R. Harba, C. L. Benhamou. *Hybrid Skeleton Graph Analysis of Disordered Porous Media. Application to Trabecular Bone*. IEEE-ICASSP 2006, pp. 781-784, Toulouse, may 2006.
- [12] G. Aufort, R. Jennane, R. Harba, C. L. Benhamou. *A New Shape-Dependant Skeletonization Method. Application to Porous Media*. EUSIPCO 2006, Florence, Italie, septembre 2006.