



**HAL**  
open science

## Micro-imagerie par résonance magnétique nucléaire : application à la structure trabéculaire osseuse

L. Pothuaud, P. Porion, P. Levitz, Eric Lespessailles, Claude-Laurent  
Benhamou

► **To cite this version:**

L. Pothuaud, P. Porion, P. Levitz, Eric Lespessailles, Claude-Laurent Benhamou. Micro-imagerie par résonance magnétique nucléaire : application à la structure trabéculaire osseuse. Revue de l'Institut Français du Pétrole, 1998, 53 (4), pp.507-514. 10.2516/ogst:1998044 . hal-02079014

**HAL Id: hal-02079014**

**<https://hal.science/hal-02079014>**

Submitted on 25 Mar 2019

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

# MICRO-IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE NUCLÉAIRE : APPLICATION À LA STRUCTURE TRABÉCULAIRE OSSEUSE

L. POTHUAUD, P. PORION et P. LEVITZ

CNRS<sup>1</sup>

E. LESPESSAILLES et C.L. BENHAMOU

Institut de prévention et de recherche sur l'ostéoporose<sup>2</sup>

L'ostéoporose est une maladie caractérisée par une baisse de densité osseuse et une altération de la microarchitecture trabéculaire. Le but de ce travail est la validation d'une technique d'évaluation de l'architecture osseuse effectuée à partir de clichés radiographiques. Dans une première phase, nous avons mis en place un protocole expérimental permettant de reconstruire un modèle numérique 3D du tissu osseux à partir de la technique d'imagerie par résonance magnétique (IRM). Différents outils de caractérisation 3D, tant morphologiques que topologiques, ainsi qu'un outil de simulation numérique du processus radiographique ont été développés et appliqués sur ce modèle. Dans une deuxième phase, nous utiliserons ces outils afin de mettre en évidence des corrélations entre les caractéristiques 3D de la structure et celles de sa projection radiographique.

## NUCLEAR MAGNETIC RESONANCE MICRO-IMAGERY APPLIED TO THE TRABECULAR STRUCTURE IN BONE

Osteoporosis is a disease that is characterized by loss of bone density and alteration of the trabecular microarchitecture. The aim of this work is to validate a technique for evaluating the bone architecture using X-ray pictures. In the first phase, we established a protocol for constructing a 3D numerical model of bone tissue using Magnetic Resonance Imaging (MRI). Tools capable of both morphological and topological 3D characterization as well as a tool for numerically simulating X-rays were developed and applied using this model. In the second phase, we used these tools to demonstrate the correlations between the 3D characteristics of the cell structure and its X-ray projection.

(1) Centre de recherche sur la matière divisée,  
Université d'Orléans  
45071 Orléans cedex 2 - France

(2) Pôle d'activité rhumatologie, CHR d'Orléans-la-Source  
BP 6709, 45067 Orléans Cedex 2 - France

## MICROIMAGINERÍA POR RESONANCIA MAGNÉTICA NUCLEAR : APLICACIÓN A LA ESTRUCTURA TRABECULAR ÓSEA

La osteoporosis es una enfermedad que se caracteriza por una disminución de la densidad ósea y una alteración de la microarquitectura trabecular. El objeto del presente trabajo consiste en la validación de una técnica de evaluación de la arquitectura ósea efectuada a partir de negativos radiográficos. En una etapa preliminar, hemos desarrollado un protocolo experimental que permite reconstruir un modelo digital en 3D del tejido óseo a partir de la técnica de imagenaría por resonancia magnética (IRM). Se han desarrollado y aplicado en este modelo diversas herramientas de caracterización 3D, tanto morfológicas como topológicas, así como una herramienta de simulación digital del proceso radiográfico. En una segunda etapa, nos proponemos utilizar estas herramientas para evidenciar las correlaciones entre las características en 3D de la estructura y aquellas de su proyección radiográfica.

## INTRODUCTION

L'ostéoporose est actuellement considérée comme un problème majeur de santé publique, représentant une charge financière élevée. En effet, le vieillissement et la ménopause entraînent une perte de tissu osseux et une altération de ses facultés de résistance. L'Organisation mondiale de la santé définit l'ostéoporose comme une maladie générale du squelette caractérisée par une masse osseuse basse et une altération de la microarchitecture trabéculaire conduisant à une augmentation de la fragilité de l'os avec un risque élevé de fractures [1].

La lutte contre l'ostéoporose nécessite des actions de prévention mais également une meilleure connaissance théorique

de la maladie. Les mesures thérapeutiques actuellement effectuées en routine clinique sont essentiellement orientées sur l'évaluation de la masse osseuse, par examen d'absorptiométrie biphotonique à rayons X ou par mesure d'atténuation des ultrasons. Aucun examen clinique ne permet actuellement d'évaluer les perturbations architecturales osseuses. La recherche biomédicale est donc essentiellement orientée vers l'élaboration de techniques qui permettront d'évaluer cette composante essentielle de l'ostéoporose que constitue la microarchitecture.

Nous développons depuis plusieurs années un programme de recherche axé sur l'évaluation fractale de l'architecture osseuse trabéculaire effectuée à partir d'une méthode non invasive sur radiographie osseuse [2]. Cette technique d'évaluation a été conçue dans le laboratoire du professeur W. Ohley à Rhode Island, et développée par le *LESI (Laboratoire d'électronique signaux images)* à l'université d'Orléans. Elle répond à une analyse fractale de texture basée sur le modèle du mouvement brownien fractionnaire (MBF). Elle est appliquée dans notre cas sur des images de texture osseuse prélevées sur des radiographies de calcanéum ou de radius.

Des travaux récents [3] ont montré que la dimension fractale issue de l'analyse des radiographies est corrélée à des paramètres d'architecture osseuse mesurés par histomorphométrie. Une toute récente étude [4] a confirmé l'excellente capacité de discrimination de l'analyse fractale sur radiographie de calcanéum dans l'ostéoporose postménopausique avec tassements vertébraux. Dans cette étude, l'analyse fractale séparait mieux que la mesure de densité les patientes atteintes d'ostéoporose avec tassements des patientes témoins du même âge. De plus dans un sous-groupe de patientes appariées pour la densité osseuse, l'analyse fractale permettait encore la discrimination des patientes avec fractures de celles non fracturées ayant une densité identique.

Plusieurs équipes internationales travaillent sur l'évaluation d'architecture osseuse par méthode non invasive sur radiographies [5, 6, 7, 8, 9]. Les résultats scientifiques de ces équipes vont tous dans la même direction, à savoir une corrélation très forte entre des paramètres de texture obtenus sur les radiographies et les caractéristiques 3D de l'architecture osseuse. Ce type d'évaluation suscite donc un intérêt très fort de la part de la communauté scientifique, et ses applications pratiques sont très vastes, faisant espérer une possibilité d'évaluation d'architecture osseuse de réalisation facile, non invasive, sans danger et peu coûteuse.

Le but de cette présente étude est de mettre en place des outils de caractérisation 3D de l'architecture osseuse et de développer et valider un outil de simulation du processus radiographique à rayons X. Ceci constitue l'étape préliminaire d'une approche plus méthodologique, qui consistera à démontrer par le biais de la simulation numérique, l'existence de corrélations entre les caractéristiques 3D de l'architecture osseuse et les caractéristiques 2D de sa projection radiographique.

Nous utilisons la technique d'imagerie par résonance magnétique nucléaire (IRM) pour reconstruire des modèles numériques d'architecture trabéculaire osseuse à partir d'échantillons humains. Ces modèles serviront ensuite à développer et valider des outils de caractérisation 3D. La partie des travaux concernant le développement et la validation d'un outil de simulation du processus radiographique ne sera pas détaillée ici, ceci faisant l'objet d'une autre étude. Nous présenterons uniquement quelques résultats de simulation.

## 1 MICRO-IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE NUCLÉAIRE : APPLICATION À LA STRUCTURE OSSEUSE

### 1.1 Principes

En RMN, on sait que la fréquence de résonance d'un noyau est proportionnelle au champ magnétique statique  $B_0$ . Cette fréquence de résonance est reliée à  $B_0$  par la relation de Larmor. Dans le cas de l'IRM, on crée une variation linéaire du champ magnétique en fonction de la position, grâce à l'application d'un gradient de champ [10] et [11]. Par cette technique, on a donc une relation linéaire entre la fréquence et une direction de l'espace. Pour des raisons de sensibilité, en IRM, on observe presque exclusivement le proton. En utilisant des sondes permettant de générer des gradients dans les trois directions de l'espace et des séquences de pulses appropriées, il est possible d'obtenir, après transformée de Fourier 3D du signal RMN, une image 3D du milieu. Cette image est alors un ensemble de voxels dont la valeur est proportionnelle à la densité de protons présents dans celui-ci et pondérée éventuellement par les temps de relaxation longitudinale  $T_1$  et transversale  $T_2$ .

### 1.2 Méthodes expérimentales

Les expériences ont été réalisées sur un spectromètre Bruker DSX100, dont la fréquence de résonance du proton est 100 MHz. La sonde de micro-imagerie proton (Bruker, Micro5) est équipée de trois gradients perpendiculaires (gradient maximum de 190 G/cm dans les trois directions). Le diamètre utile de la bobine RF est de 1 cm.

Les échantillons de tissu osseux ont été extraits de têtes de fémur qui nous sont fournies par des chirurgiens orthopédistes lors d'opérations chirurgicales de prothèse de hanche. Les échantillons sont découpés en forme de cylindre dont le diamètre vaut 0,9 cm et la hauteur 1 cm. Ces cylindres sont ensuite dégraissés par immersion dans une solution d'hypochlorite de sodium très diluée (1/20). Enfin, les échantillons sont placés dans des tubes RMN et saturés avec de l'eau distillée.

Nous avons utilisé deux types de séquences IRM pour acquérir les données : le *Spin-Echo* 3D (SE3D) et le *Gradient Echo Fast Imaging* (GEFI). Afin de satisfaire le compromis temps d'expérience/rapport signal sur bruit des images, nous avons choisi de travailler avec une résolution de 80  $\mu\text{m}$  et un nombre de pixels égal à 128 dans toutes les directions (voxel isotrope). Dans ces conditions, nous obtenons l'image 3D d'un cube de 1 cm de côté.

L'IRM que nous pratiquons est celle du proton. C'est-à-dire que nous devons saturer nos échantillons en eau. L'image obtenue par IRM est alors celle de l'eau et non pas celle de l'os. De plus, il apparaît sur cette image le contour du tube à l'intérieur duquel est placé l'échantillon saturé en eau. Un algorithme de seuillage 3D a été développé, permettant de reconstituer sur chacune des images de la séquence d'IRM, la partie complémentaire de l'eau située à l'intérieur du tube. La détection du contour du tube est effectuée à partir d'un algorithme issu de la transformation de Hough, adapté au cas de la détection de cercle. Cette détection est effectuée indépendamment sur chacune des images de la séquence. Le seuillage 3D est effectué à partir d'un algorithme de détection de contours tridimensionnels, basé sur le filtrage optimal de Deriche [12]. Ce type d'approche 3D permet notamment de prendre en compte la reconnexion des différentes coupes 2D de la séquence. En dernier lieu, un comptage des amas de solide et des amas de pore permet de s'assurer de la cohérence de notre seuillage vis-à-vis de la porosité ouverte de nos échantillons (un seul amas de solide, un seul amas de pore).

La juxtaposition des coupes 2D obtenues après seuillage constitue notre modèle numérique 3D. Cette image binaire est stockée sur support informatique, puis chargée en mémoire pour appliquer tous les outils de caractérisation 3D.

### 1.3 Outils de caractérisation 3D

Les caractéristiques d'un milieu 3D poreux comme l'os peuvent se classer en deux catégories :

- les caractéristiques dites morphologiques, relatives à toute la métrique du milieu (taille de trabécule, espacement des trabécules, porosité) ainsi qu'à ses propriétés d'anisotropie (axes principaux, degré d'anisotropie) ;
- les caractéristiques dites topologiques, relatives au dénombrement des amas de solide et de pore ainsi qu'à l'interconnexion de ces amas.

#### 1.3.1 Caractérisation morphologique

Nous avons utilisé deux techniques différentes pour évaluer la métrique moyenne de notre milieu (taille moyenne des trabécules et espacement moyen entre trabécules). La première correspond à la technique dite du MIL (Mean Intercept Length) [13], couramment utilisée dans le domaine de la

recherche biomédicale pour caractériser l'architecture osseuse. La seconde correspond à la technique des distributions de cordes [14] and [15], outil fréquemment utilisé dans notre laboratoire pour caractériser les milieux poreux.

- Le MIL représente le nombre moyen d'interfaces pore/solide apparaissant dans le milieu par unité de longueur (fig. 1a). Cette quantité peut directement être reliée aux tailles caractéristiques du milieu, à savoir la taille moyenne des trabécules ( $T_b T_h$ ) et l'espacement moyen entre trabécules ( $T_b S_p$ ) [16] :

$$T_b T_h = (1 - \Phi) / \text{MIL}$$

$$T_b S_p = \Phi / \text{MIL}$$

( $\Phi$  est la porosité, ou fraction volumique de vide).

- Une corde est un segment de droite appartenant soit au pore soit au solide, mais dont les deux extrémités appartiennent à l'interface pore/solide (fig. 1b). La distribution de cordes ( $f_p(r)$  pour le pore et  $f_s(r)$  pour le solide) représente la probabilité de trouver une corde de longueur comprise en  $r$  et  $r + dr$  dans la phase (pore ou solide) considérée. Les valeurs moyennes de ces distributions de cordes (respectivement  $f_s(r)$  et  $f_p(r)$ ) donnent les tailles moyennes (respectivement  $T_b T_h$  et  $T_b S_p$ ) :

$$T_b T_h = \int r \cdot f_p(r) \cdot dr$$

$$T_b S_p = \int r \cdot f_s(r) \cdot dr$$

#### 1.3.2 Anisotropie

Les tailles caractéristiques calculées à partir des deux techniques précédentes correspondent à des tailles moyennes sur toutes les directions de l'espace. Dans le cas d'un milieu anisotrope comme l'os, ces tailles moyennes dépendent de la direction ( $\theta, \varphi$ ) considérée de l'espace. Le principe est alors d'effectuer l'approximation des fonctions  $T_b T_h(\theta, \varphi)$  et  $T_b S_p(\theta, \varphi)$  par des ellipsoïdes  $E(\theta, \varphi)$  [17]. L'anisotropie des quantités  $T_b T_h$  et  $T_b S_p$  peut alors se ramener à l'anisotropie de l'ellipsoïde  $E$ . Cette dernière est définie à partir de son tenseur d'inertie  $T$ . Les vecteurs propres de  $T$  donnent les directions principales, ses valeurs propres permettent de chiffrer le degré d'anisotropie [17].

#### 1.3.3 Caractérisation topologique

Les caractéristiques topologiques sont définies par trois grandeurs, appelées nombres de Betti. Chacun de ces nombres peut être attribué à l'une des deux phases  $t$  du milieu, solide (c.-à-d., trabécule) ou pore (c.-à-d., vide).  $\beta_0(t)$  représente le nombre de particules de la phase  $t$  considérée,  $\beta_1(t)$  représente la connectivité de la phase  $p$ , enfin  $\beta_2(t)$  représente le nombre de surfaces internes de la phase  $t$  (ou nombre de trous).

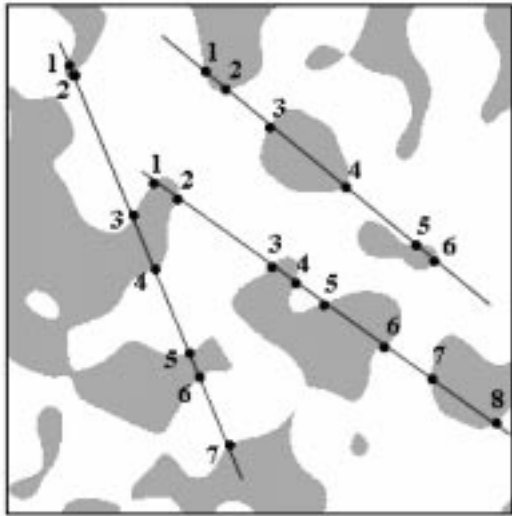


Figure 1a  
Techniques du MIL. Détermination du nombre d'intersections pore/solide.  
*MIL techniques. Determining the number of pore/solid intersections.*

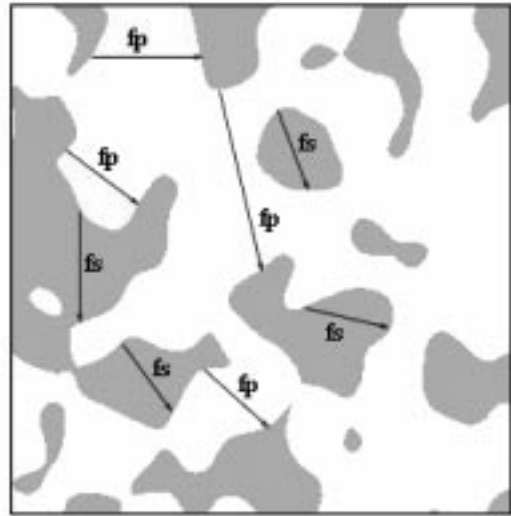


Figure 1b  
Technique des distributions de cordes.  
*The chord distribution technique.*

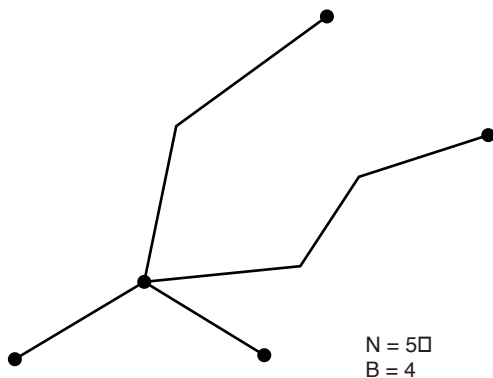


Figure 2a  
Graphe de connectivité 0 (aucun circuit fermé irréductible).  
*A connectivity 0 graph (no irreducible closed circuits).*

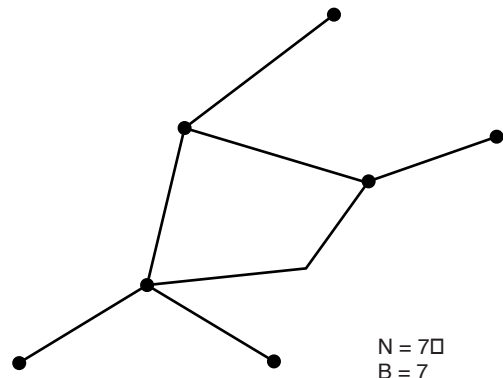


Figure 2b  
Graphe de connectivité 1. Une coupure peut être effectuée sans pour autant scinder le graphe en deux parties.  
*A connectivity 1 graph (a cut will not divide the graph into two parts).*

Les nombres de Betti  $\beta_0(t)$  et  $\beta_2(t)$  peuvent facilement être calculés à partir d'un algorithme de dénombrement des amas connectés de chacune des deux phases.

La connectivité  $\beta_1(t)$  est définie comme le nombre maximal de liens qui peuvent être déconnectés sans pour autant scinder en deux parties la structure de la phase  $t$ . Si l'on représente la phase  $t$  par son graphe de connexion (ou squelette), la connectivité  $\beta_1(t)$  se définit comme le nombre de circuits

fermés apparaissant sur ce graphe. Les figures 2a et 2b représentent des exemples de graphes. Sur la figure 2a, aucune branche ne peut être déconnectée sans scinder en deux parties le graphe (aucun circuit fermé n'apparaît sur ce graphe), la connectivité  $\beta_1(t)$  est dans ce cas égale à 0. Sur le graphe de la figure 2b, il apparaît un circuit fermé, et l'on peut effectuer une déconnexion sans pour autant scinder en deux parties le graphe. La connectivité  $\beta_1(t)$  est donc dans ce cas égale à 1.

Le graphe d'une phase  $t$  est obtenu par une opération mathématique de « squelettisation ». Cette opération consiste à supprimer les voxels vérifiant certaines conditions de voisinage [18]. Ces conditions étant définies afin d'assurer la conservation de la topologie de la phase  $t$  avant et après suppression du voxel considéré. Le graphe ainsi obtenu est composé de nœuds ( $N$ ) reliés entre eux par des branches ( $B$ ). La connectivité s'exprime à partir de  $N$  et de  $B$  par la relation [19] :

$$\beta_1(t) = B - N + \beta_0(t)$$

On peut également calculer la connectivité  $\beta_1(t)$  à partir du nombre d'Euler-Poincaré ( $N_3$  de la phase considérée). Cet invariant topologique est relié aux trois nombres de Betti par la relation [20] :

$$N_3(t) = \beta_0(t) - \beta_1(t) + \beta_2(t)$$

Dans le cas d'un milieu à porosité ouverte comme l'os (un seul amas de solide, un seul amas de pore),  $\beta_0(t) = 1$  et  $\beta_2(t) = 0$ . Il vient alors la relation :

$$\beta_1(t) = 1 - N_3(t)$$

### 1.3.4 Résultats

Nous présentons ici les résultats obtenus à partir d'un échantillon d'os trabéculaire prélevé dans une tête de fémur. Cet échantillon a été reconstruit numériquement par IRM, puis analysé par nos différents outils de caractérisation 3D.

Les images de la séquence d'IRM ont été acquises avec une résolution de 80  $\mu$ m : la taille en pixels des images est de 128 x 128, pour un champ de vue de 1,08 cm (dans le plan  $x, y$ ). Selon l'axe  $z$  (axe de l'échantillon) 128 coupes ont été acquises (sur une épaisseur de 1,08 cm) afin d'obtenir une image 3D avec un voxel cubique. Les images issues de cette expérience d'IRM sont des images codées sur 256 niveaux de gris (fig. 3a). Le niveau de gris est proportionnel à la concentration en protons présents dans le volume élémentaire correspondant de l'échantillon.

Notre algorithme de seuillage 3D nous a conduits à choisir un seuil de niveau de gris égal à 98 (fig. 3b). À l'issue de ce seuillage, nous pouvons effectuer une visualisation de notre modèle numérique 3D, à l'aide d'une technique de rendu 3D (fig. 4).

La porosité de notre modèle est de 80 %. Cette valeur est cohérente avec celles que l'on peut trouver dans la littérature, qui oscillent entre 75 % et 90 %.

La technique du MIL nous a permis de chiffrer la taille moyenne des trabécules  $T_b T_h \text{ MIL} = 0,124$  mm ainsi que leur espacement moyen  $T_b S_p \text{ MIL} = 0,478$  mm. La technique des distributions de cordes nous a conduit quant à elle aux résultats suivants :  $T_b T_h \text{ cordes} = 0,120$  mm et  $T_b S_p \text{ cordes} = 0,520$  mm. Il est cependant important de noter à ce stade que ces valeurs sont obtenues en effectuant des moyennes angulaires sur tout l'échantillon. Il s'agit donc uniquement de valeurs moyennes d'un point de vue statistique. Elles ne permettent en effet aucune conclusion sur la forme réelle des trabécules.

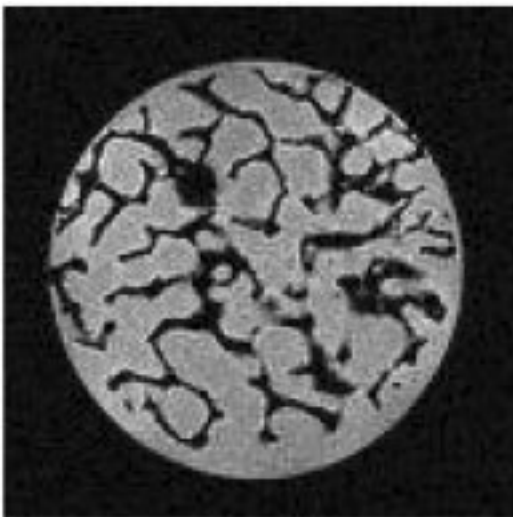


Figure 3a  
Image d'une coupe 2D de la séquence d'IRM.  
*A 2D cross section picture of the MRI sequence.*

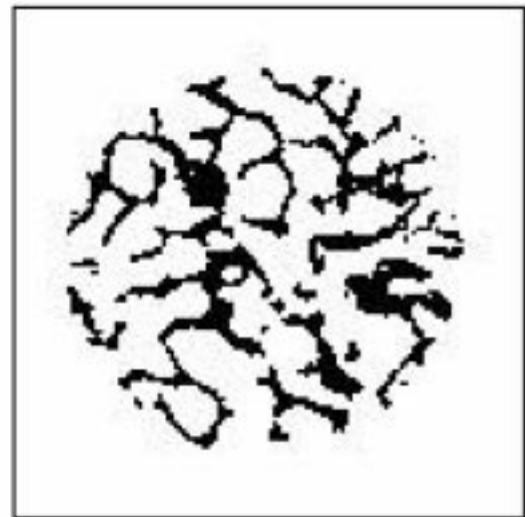


Figure 3b  
Image d'une coupe 2D obtenue après seuillage.  
*A 2D cross section picture after thresholding.*

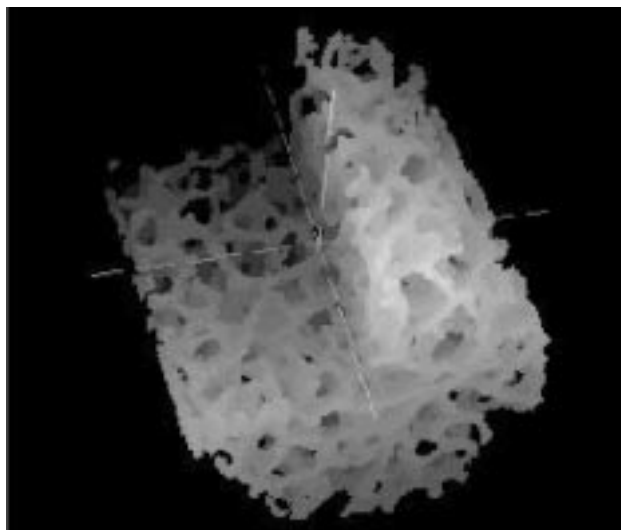


Figure 4  
Visualisation 3D du modèle numérique avec effet de rendu.  
*A 3D view of the numerical model with rendering.*

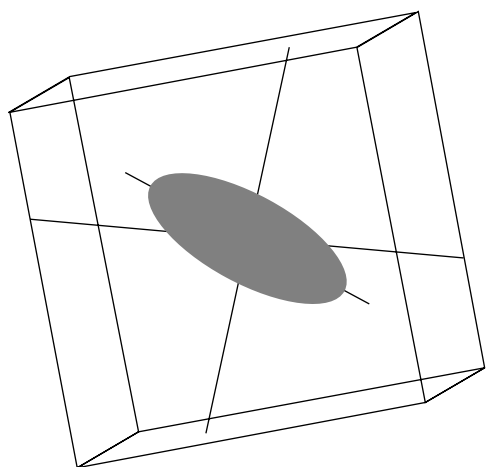


Figure 5  
Anisotropie des trabécules du modèle numérique 3D.  
*Trabecular anisotropy of the 3D numerical model.*

Le degré d'anisotropie a été calculé sur chacune des deux phases (pore et solide) de l'image 3D. Nous présentons sur la figure 5 le résultat de ce calcul appliqué à la phase solide, et représenté à partir de l'ellipsoïde d'inertie. Cette visualisation permet une évaluation qualitative de l'anisotropie (des trabécules dans ce cas). Le degré d'anisotropie, égal au rapport des valeurs propres maximale et minimale du tenseur d'inertie relatif à cet ellipsoïde, vaut 2,28.

Il est à noter que contrairement au véritable échantillon de départ, le modèle numérique 3D n'est pas forcément à porosité ouverte. En effet, de par la technique d'IRM ou encore l'étape de seuillage, certains amas déconnectés peuvent apparaître. Il s'agit cependant uniquement d'amas déconnectés de petites tailles (restant inférieures à une vingtaine de pixels dans notre cas). Ces amas ont été considérés comme des artefacts et ont été éliminés avant toute caractérisation (aussi bien morphologique que topologique).

La connectivité de notre modèle a été calculée à partir du dénombrement des nœuds et des branches du squelette 3D ( $\beta_1(t) = B - N + \beta_0(t)$ ). Nous obtenons  $\beta_1(t) = 3,75 \text{ mm}^{-3}$  (connectivité par unité de volume). Nous avons également calculé le nombre d'Euler-Poincaré :  $N_3 = -2,75 \text{ mm}^{-3}$ . Nous étant assurés de l'hypothèse de porosité ouverte ( $\beta_0(t) = 1$  et  $\beta_2(t) = 0$ ), la relation  $N_3 = 1 - \beta_1(t)$  s'avère justifiée.

Enfin, les images des figures 6a et 6b représentent les étapes amont et aval de la simulation numérique du processus radiographique appliqué sur notre image 3D. La figure 6a correspond à l'image radiante obtenue après traversée de l'échantillon. Le niveau de gris est proportionnel à l'exposition des rayons X. La figure 6b correspond à l'image latente, ou image du film radiologique. Le niveau de gris est ici proportionnel à une densité optique (cette image tient également compte de la granularité du film radio).

Cette simulation a été effectuée à partir des conditions expérimentales suivantes :

- distance foyer/film = 1 m,
- dimension du foyer = 500  $\mu\text{m}$ ,
- $V = 50 \text{ kV} / I = 18 \text{ mA}$ ,
- temps de pose = 0,015 s,
- cassette radiologique = MIN-R/1000 (Kodak).

## 2 DISCUSSION

Cette première étude nous a permis de mettre en place un protocole expérimental pour l'obtention par IRM de la structure 3D de nos échantillons osseux. Parallèlement, un ensemble d'outils de caractérisation 3D tant morphologiques que topologiques a été développé. Ces outils nous permettent une quantification des deux paramètres clés liés à l'ostéoporose : l'amincissement des trabécules et leur connexion.

Bien que la technique IRM ne nous permette qu'une résolution limitée (80  $\mu\text{m}$ ), nos premiers résultats concernant la taille moyenne des trabécules ainsi que leur espacement moyen sont comparables à ceux obtenus par histomorphométrie. Il faut cependant souligner qu'à la résolution à laquelle nous sommes limités expérimentalement, les trabécules sont définies sur environ 2 à 3 pixels (en section). Si l'on suppose de façon raisonnable une erreur d'un pixel (qui peut par exemple apparaître au niveau de l'étape de seuillage), il en



Figure 6a

Simulation numérique du processus radiographique: image d'exposition du film

*Numerical simulation of X-ray photography - film exposure image*

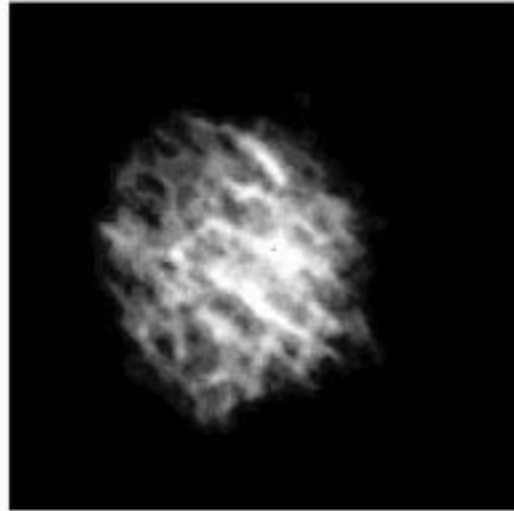


Figure 6b

Simulation numérique du processus radiographique: image du film.

*Numerical simulation of X-ray photography - film image.*

découlera une erreur de 30 % à 50 % au niveau du résultat sur la taille des trabécules.

Ceci étant, il est clair que l'aspect topologique est beaucoup moins sensible à ce problème de résolution. Dans notre approche, l'obtention du squelette 3D est primordiale. Il nous permet non seulement d'obtenir des informations topologiques réellement 3D, contrairement à toutes les études de stéréologie, mais également de connaître la position exacte des lieux de connexion. Ce dernier point nous est en effet indispensable pour la recherche de corrélations avec les informations présentes sur une image de projection radiographique.

## CONCLUSION

Conscients du fait que notre résolution d'analyse est loin d'être optimale pour caractériser nos images d'architecture osseuse, nous nous sommes efforcés de mener systématiquement de front différentes techniques pour un résultat donné. Ceci nous permet un premier point de contrôle pour nos résultats.

Notre objectif actuel est double. Premièrement, nous souhaiterions trouver d'autres points de contrôle, en essayant par exemple de croiser des résultats morphologiques et topologiques (ceci ouvrant la porte à différentes voies de recherche). D'autre part, une confrontation entre nos images d'IRM obtenues après seuillage et des images obtenues à l'aide d'une autre technique de reconstruction, comme les

coupes sériées, nous semble à ce stade indispensable. Cette confrontation nous permettra en effet de valider toute notre chaîne expérimentale, de la séquence IRM utilisée jusqu'à notre algorithme de seuillage.

Nous avons présenté des images de projection obtenues par notre outil de simulation numérique du processus radiographique. Ce dernier, associé aux différents outils de caractérisation 3D présentés dans cette étude, va maintenant nous permettre de rechercher, d'un point de vue théorique, l'existence de corrélations entre des informations présentes sur une image de projection radiographique et les caractéristiques 3D du milieu projeté.

Enfin, et pour revenir à notre préoccupation de départ, il sera intéressant de définir d'un point de vue théorique, ce que l'analyse fractale de texture radiographique osseuse représente en termes de microarchitecture.

## RÉFÉRENCES

- 1 A Consensus development conference : diagnosis, prophylaxis and treatment of osteoporosis. *Am. J. Med.* (1991) 90, 107-110.
- 2 Benhamou C.L., Lespessailles E., Jacquet G., Harba R., Jennane R., Loussot T., Tourliere D. et Ohley W. (1994) Fractal organization of trabecular bone images on calcaneus radiographs. *J. Bone Miner. Res.*, 9, 1909-1918.
- 3 Benhamou C.L., Lespessailles E., Roux J.P., Arlot M. et Meunier P.J (1996) Relationship between fractal evaluation of bone texture on radiographs and histomorphometric evaluation of trabecular architecture. *Osteoporosis Int.* 6, 222.



- 4 Pothuau L., Lespessailles E., Harba R., Jennane R., Royant V., Eynard E. et Benhamou C.L. Fractal analysis of trabecular bone texture on radiographs: discriminant value in post menopausal osteoporosis. Soumis à *Osteoporosis International*.
- 5 Buckland-Wright J.C., Lynch J.A., Rima J. et Fogelman I. (1994) Fractal signature analysis of microradiographs measures trabecular organisation in lumbar vertebrae of postmenopausal women. *Calcif Tissue Int.*, 54, 106-112.
- 6 Caligiuri P., Giger M.L. et Favus M. (1994) Multifractal radiographic analysis of osteoporosis. *Med. Phys.*, 21, 503-508.
- 7 Caldwell C.B., Rosson J., Surowiak J. et Hearn T. (1994) Use of the Fractal Dimension to Characterize the Structure of Cancellous Bone in Radiographs of the Proximal Femur; Fractal in Biology and Medicine. *Birkhäuser Verlag Basel*, 300-306.
- 8 Khosrovi P.M., Kahn A.J., Genant H.K. et Majumdar S. (1994) Characterization of trabecular bone structure from radiographs using fractal analysis. *J. Bone Miner. Res.*, 9, S156 (résumé).
- 9 Geraets W.G.M., Van der Stelt P.F. et Elders P.J.M. (1993) The radiographic trabecular bone pattern during menopause. *Bone*, 14, 859-864.
- 10 Callaghan P.T (1991) *Principles of Nuclear Magnetic Resonance Microscopy*. Clarendon Press, Oxford.
- 11 Kimmich R. (1997) *NMR-Tomography, Diffusometry, Relaxometry*, Springer-Verlag, Berlin.
- 12 Deriche R. (1990) Fast algorithms for low-level vision. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 12, 78.
- 13 Whitehouse W.J. (1974) The quantitative morphology of anisotropic trabecular bone. *J. Micros.*, 101, 153-168.
- 14 Levitz P. et Tchoubar D. (1992) Disordered porous solids: from chord distributions to small angle scattering. *J. Phys II*, 2, 771-790.
- 15 Levitz P., Pasquier V. et Cousin I. (1997) Off lattice reconstructed biphasic media using gaussian random fields: evaluation for different disordered porous solids. In: *Characterisation of Porous Solids IV*, The Royal Society of Chemistry.
- 16 Feldkamp A., Goldstein S.A. et Parfitt A.M. *et al.* (1989) The direct examination of three dimensional bone architecture in vivo by computed tomography. *J. Bone Miner. Res.*, 4, 3-11.
- 17 Harrigan T.P. et Mann R.W. (1984) Characterization of microstructural anisotropy in orthotropic material using a second rank tensor. *J. Mater. Sci.*, 19, 761-767.
- 18 Gong W.X. et Bertrand G. (1990) A simple parallel 3D thinning algorithm. *10th International Conference on Pattern Recognition*, Atlantic City, 188-190.
- 19 De Hoff R.T., Aigeltinger E.H. et Graig K.R. (1972) Experimental determination of the topological properties of three dimensional microstructures. *J. Micros.*, 95, 69-91.
- 20 Barrett L.K. et Yutt C.S (1970) Some fundamental ideas in topology and their application to problems in metallurgy. *Metallography*, 3, 1-33.

Manuscrit définitif reçu en mai 1998