

Effets de la résolution sur l'analyse de radiographies de tissus osseux

Rachid HARBA¹, Rachid JENNANE¹, Emmanuel PERRIN¹, Claude-Laurent BENHAMOU²

¹LESI,
UPRES EA 1715
Université d'Orléans
45067 Orléans, FRANCE
prénom.nom@univ-orleans.fr

² IPROS
INSERM ERIT M 0101
C.H.R d'Orléans
45100 Orléans, FRANCE
ipros@wanadoo.fr

Résumé – L'objectif de cette communication est de déterminer la résolution optimale (efficace et de faible coût) d'un système de radiographie numérique permettant une aide au diagnostic précoce de l'ostéoporose par quantification de la qualité du tissu osseux. Pour ce faire, un prototype haute résolution a été développé. Il est l'association d'une source X mini foyer et d'un capteur matriciel dont les pixels carrés sont de 16 microns de côté. La résolution a été artificiellement dégradée en moyennant les pixels adjacents. Deux méthodes d'analyse de la texture de telles images ont été mises en œuvre : la première est basée sur une étude morphologique des travées après binarisation des images et une autre sur une mesure fractale de la rugosité des mêmes images en niveaux de gris. Les résultats montrent sur des échantillons de têtes de fémur que pour détecter les modifications de l'architecture trabéculaire, une résolution proche de 20 microns serait adaptée.

Abstract – *The object of this communication is to experimentally determine the optimal resolution (efficient and of low cost) of a digital X-ray device allowing an increase of the early diagnosis of osteoporosis by analysis of the bone structure. A high resolution prototype has been first developed. It is the association of a fine focus X-ray source and of a CCD array sensor having square pixel size of 16 microns width. The resolution of these images has been artificially degraded by averaging neighbourhood pixels. Two texture analysis methods has been used: the first one is based on a morphological characterisation of binary images and the other on the fractal analysis of the same grey level images. Results on femoral heads bones show that a resolution around 20 microns would be well suited.*

1. Introduction

Lors du vieillissement ou après la ménopause, il y a une perte de masse osseuse qui, lorsqu'elle est excessive, est appelée ostéoporose [1]. Cette maladie se traduit par un amincissement de l'os cortical. L'os trabéculaire, formé de travées épaisses en moyenne de 100 à 200 microns, subit des modifications architecturales. Ces altérations conduisent à une hyper-fragilité osseuse souvent source de fractures. Pour prévenir ces risques de traumatismes, il serait intéressant, en plus des mesures de densité aujourd'hui pratiquées en routine, de quantifier précisément les modifications de la microarchitecture trabéculaire.

Pour analyser cette structure 3D, la radiographie est un moyen simple, peu irradiant et de faible coût. Cette analyse revient alors à une caractérisation de la texture 2D des clichés X [2][3]. Cependant, nous avons montré que les radiographies classiques ont une résolution d'environ 100 microns ne permettant pas de mettre en évidence les plus petits motifs présents dans la structure 3D [4]. Un appareil industriel basé sur ce principe devra donc avoir une résolution inférieure à 100 microns. Pour déterminer

la résolution optimale (efficace et de faible coût), il faudrait construire un prototype haute résolution puis dégrader artificiellement cette dernière en caractérisant les effets de la dégradation de la résolution sur l'efficacité de l'analyse de la texture. Cette étude expérimentale est l'objet de ce travail.

Dans le premier chapitre, nous exposerons le contexte médical de l'étude, puis dans la section suivante, nous détaillerons le prototype de radiographies numériques haute résolution que nous avons développé. Nous décrirons ensuite les analyses de texture faites sur les données dégradées et nous concluons cette étude.

2. Contexte médical de l'étude

Ce projet de recherche, mené en collaboration entre le Laboratoire d'Electronique, Signaux, Images (LESI) et l'Institut de Prévention et de Recherche sur l'OSTéoporose (IPROS), a pour but d'étudier les modifications microarchitecturales de l'os trabéculaire liées à l'ostéoporose. Cette maladie très fréquente chez les sujets âgés sera probablement l'une des plus importantes du siècle à venir, surtout dans les pays développés où

l'espérance de vie ne cesse d'augmenter. Une brève description de la constitution de l'os permet de positionner le problème.

Deux types d'os forment le squelette humain. L'os cortical, épais de quelques millimètres, est organisé en une structure lamellaire très compacte. On le trouve essentiellement dans les os longs (tibia par exemple). L'os cortical entoure pratiquement partout l'os trabéculaire qui a une structure poreuse. Ce dernier constitue la partie médullaire des os longs et la majeure partie des os courts (vertèbres par exemple). Il est formé de travées interconnectées ayant une épaisseur moyenne de l'ordre de 100 à 200 microns et sont distantes les unes des autres de 400 à 500 microns en moyenne.

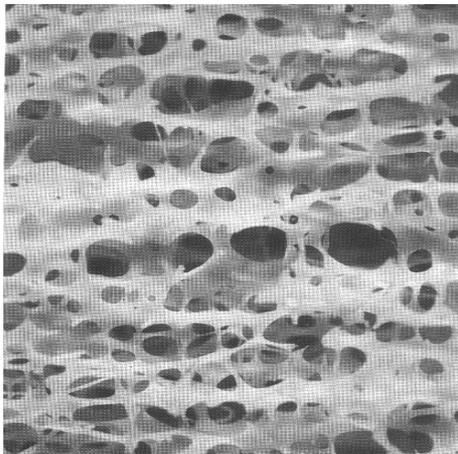


FIG 1 : vue d'un os trabéculaire sain.

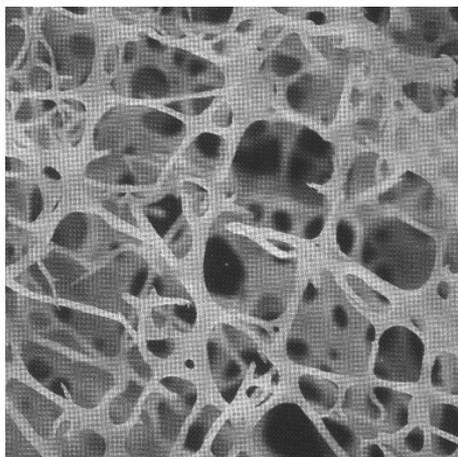


FIG 2 : vue d'un os trabéculaire avec ostéoporose sévère.

Lors du vieillissement ou après la ménopause, il y a une perte de masse osseuse qui, lorsqu'elle est excessive, est appelée ostéoporose. L'ostéoporose est définie actuellement, si l'on suit la définition de l'OMS, par une baisse de masse osseuse d'une part, et une altération de la micro architecture trabéculaire d'autre part [5]. L'ostéoporose se traduit par un amincissement de l'os

cortical. L'os trabéculaire subit quant à lui des modifications architecturales : amincissement des travées, diminution de leur nombre, perforations, connectivité plus faible. Pour mieux apprécier ces changements, les figures 1 et 2 présentent respectivement une vue d'un os trabéculaire sain et une autre d'un os atteint d'ostéoporose sévère.

La comparaison des figures 1 et 2 permet d'apprécier l'importance des modifications architecturales. On peut aussi remarquer sur ces images que les plus petites travées ont une épaisseur voisine de 30 microns.

L'amincissement des travées n'est pas très délétère en matière de résistance, alors que les autres modifications le sont à un haut degré. Les traitements peuvent augmenter l'épaisseur de l'os, mais pas combler une perte de connectivité par exemple. Ces 2 raisons provoquent un regain d'intérêt pour des études permettant d'évaluer les modifications de la structure des travées. Des images du volume les mettraient sans doute en évidence. Les équipements d'imagerie 3D n'ont pas encore une résolution suffisante. De plus, leurs coûts élevés les rendent difficilement utilisables sur de larges populations pour dépister la maladie. Pour évaluer la qualité architecturale, les médecins prescrivent rarement une biopsie dû à son caractère traumatisant (prélèvement osseux sous anesthésie suivie d'une analyse d'images de lames minces de l'échantillon prélevé).

La radiographie X à l'avantage de la simplicité et de son faible coût. C'est pourquoi nous avons développé ce type d'analyses en utilisant une approche fractale pour caractériser la rugosité de la texture visible sur les radiographies [2][3]. Un appareil industriel basé sur ce principe devra avoir une bonne résolution pour mettre les modifications de la microarchitecture osseuse en évidence. Pour déterminer la résolution optimale (efficace et de faible coût), nous avons construit un prototype de radiographies numériques haute résolution dont nous allons détailler la constitution dans la section suivante.

3. Prototype

Ce prototype est constitué de deux éléments principaux : une source X mini foyer et un capteur CCD matriciel haute résolution pour rayons X.

Une source X est le plus souvent une anode en cuivre ou en tungstène bombardée par un faisceau d'électrons. Les rayons X émis par le tube se propagent en ligne droite depuis son foyer jusqu'à l'objet. Certains traversent l'objet et d'autres sont absorbés par les matériaux qui le composent. Le foyer de la source doit être aussi petit que possible afin de diminuer le flou géométrique. La source que nous avons utilisée est celle du service de mammographie de l'hôpital d'Orléans (Mammo Diagnostic UC de Philips). Le foyer utilisé est de 100 microns, la tension de 36 kV avec un filtre en aluminium. La distance source-objet était de 52 cm. Des mesures de

doses ont été effectuées : pour une tension de 36 kV, un courant de 20 mA.s et un temps d'exposition de 2 s, la dose mesurée valait 400 mrad.

Le capteur, mis gracieusement à disposition par le Laboratoire d'Electronique Philips de Limeil-Brévannes, est l'association, par réseau de fibres optiques, d'un scintillateur formé d'aiguilles SiO_2 et d'une matrice CCD ayant des pixels carrés de côté 16 microns. Ce capteur a une taille de 1024×1304 pixels ce qui correspond à une taille physique de $1.6 \times 2 \text{ cm}^2$. La sortie numérique est sur 12 bits et le temps d'intégration de 2 s.

L'ensemble source-capteur a une réponse spectrale de 20 paires de lignes par millimètre pour une atténuation de 20%. Il est ainsi possible de mettre en évidence des objets de 25 microns. Ceci permet d'explorer d'autres domaines de fréquences plus significatifs relativement à l'architecture osseuse comme montré figure 3.

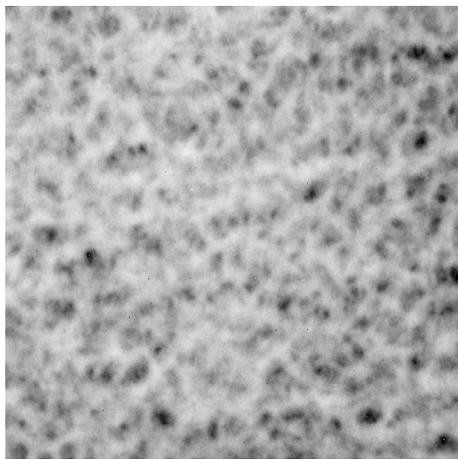


FIG 3 : radiographie numérique haute résolution d'une tête de fémur. L'image est de 1024×1304 pixels carrés de 16 microns de côté.

Sur cette figure on voit nettement des petites travées qui ne seraient pas visibles sur une radiographie classique.

Pour déterminer la résolution optimale d'un appareil mesurant la qualité de l'architecture osseuse, nous allons dégrader artificiellement la résolution de telles images et étudier l'influence de la dégradation sur les méthodes d'analyse de la texture du tissu osseux.

4. Méthodes

4.1 Dégradation de la résolution

La résolution a été dégradée en moyennant itérativement l'image par blocs de quatre pixels adjacents. Les différentes résolutions étudiées ont été respectivement de 16, 32, 64 et 128 microns. Deux méthodes d'analyse d'images ont été mises en œuvre : la première est basée sur une étude morphologique des travées après binarisation des images et une autre sur une mesure

fractale de la rugosité des mêmes images en niveaux de gris.

4.2 Etude morphologique

Chaque image est prétraitée de la manière suivante : un filtrage médian supprime le bruit impulsif et un filtrage circulaire passe haut de rayon 40 rend l'image stationnaire au premier ordre. Les figures 4 illustrent ce propos.

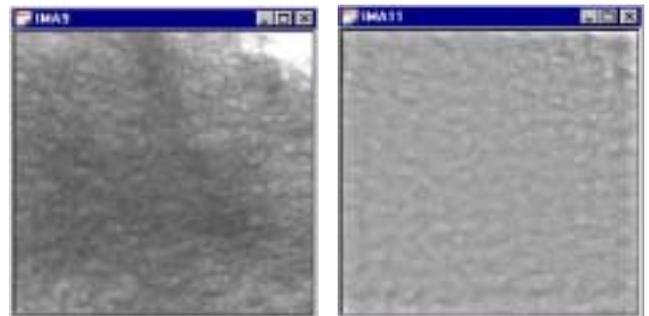


FIG 4 : image originale filtrée médian (gauche) et image rendue stationnaire pour la moyenne par filtrage passe haut circulaire de rayon 40 (droite).

Nous avons suivi la procédure décrite par Geraets *et al.* [6] : binarisation puis calcul du squelette de l'image comme le montre la figure 5.

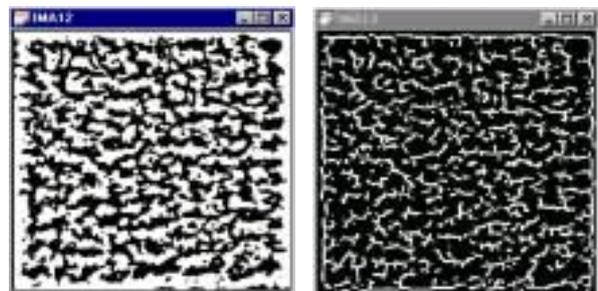


FIG 5 : image binarisée (gauche) et squelette correspondant (droite).

Nous avons déterminé les différents paramètres tels que la surface des travées de l'image binarisée et le nombre de branches du squelette.

Pour cette étude morphologique, 22 têtes de fémur anatomiques issus de patients atteints d'ostéoporose ont été étudiés. Les résultats sont montrés dans la figure 6.

De ces résultats, nous déduisons que la surface moyenne des travées évolue relativement peu avec la résolution, effet qui n'est pas surprenant car ce paramètre reflète la masse osseuse. Par contre, plus la résolution est petite, plus le nombre de branches du squelette, lié au nombre de travées osseuses de petites tailles, augmente.

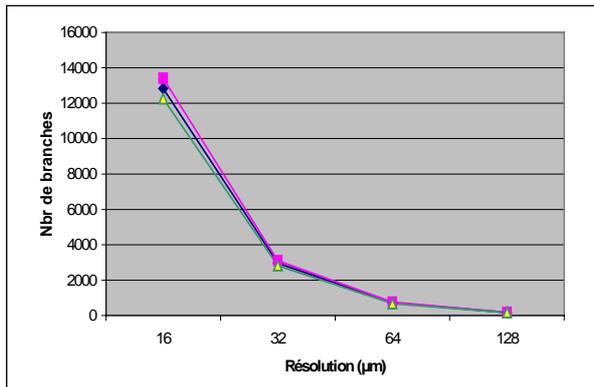
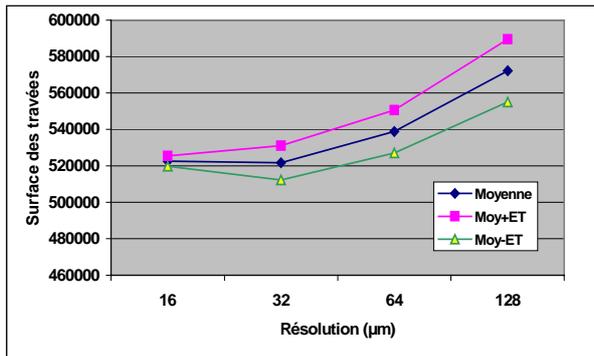


FIG 6 : Surface des travées de l'image binaire (haut) et nombre de branches du squelette (bas) en fonction de la résolution.

4.3 Analyse fractale de la rugosité

Cette analyse utilise les images en niveaux de gris telle que celle de la figure 4 à gauche [3]. Le paramètre H du mouvement brownien fractionnaire est relié à la dimension fractale D par $D = 2 - H$ pour un signal. Nous extrayons les lignes horizontales d'une image et nous calculons H par maximum de vraisemblance [7].

Pour cette étude nous disposons de 22 mêmes têtes de fémur issues de patients atteints d'ostéoporose et de 7 autres issues de personnes atteintes d'arthrose. La structure trabéculaire de la population ostéoporose est altérée alors qu'une hyper-calcification caractérise la population arthrose. Nous calculons alors le paramètre t du test de Student. Avec un coefficient de signification de 5%, si t est supérieur à 2.1, la valeur moyenne de H est significativement différente entre ces deux populations.

De la figure 7 nous déduisons que l'analyse fractale est plus performante pour une résolution de 32 microns et permet de discriminer la population ostéoporose de celle des arthroses

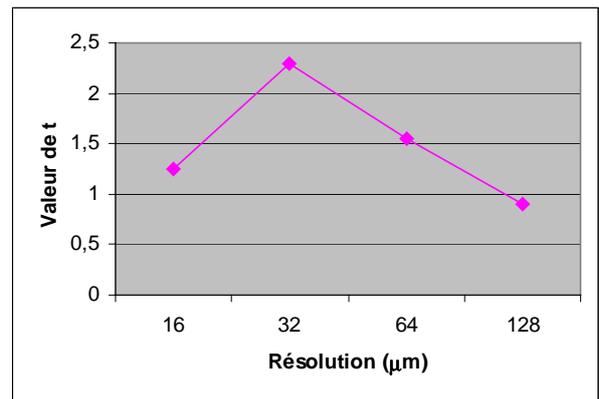


FIG 7 : valeur de t en fonction de la résolution.

5. Conclusion

Dans cette étude nous avons construit un prototype de radiographie numérique dont nous avons dégradé artificiellement la résolution. Les deux méthodes de traitement d'image montrent qu'une résolution proche de 20 microns serait efficace afin de détecter les modifications de la micro-architecture trabéculaire.

Un appareil basé sur ce principe d'analyse et avec une résolution proche de celle annoncée est en cours de développement à Orléans.

Références

- [1] C. L. Benhamou. *Diagnostic des Maladies Osseuses Métaboliques*. Laboratoires Roussel, Paris, 1977.
- [2] R. Harba, G. Jacquet, R. Jennane, T. Loussot, C. L. Benhamou, E. Lespessailles, D. Tourlière. *Determination of Fractal Scales on Trabecular Bone X-Ray Images*. *Fractals*, Vol. 2, N° 3, pp. 451-456, 1994.
- [3] R. Harba, R. Jennane, G. Jacquet, L. Benhamou. *Bone Texture Radiograph Characterisation by Fractal Analysis*. *ITBM*, Vol 20, N° 4, pp. 207-219, 1999.
- [4] F. Fidouh, R. Harba, G. Jacquet, E. Lespessailles. *Long-term reproducibility optimisation of an x-ray process for bone architectural evaluation during osteoporosis*. *Physics in Medicine and Biology*, IOP publishing, Vol. 44, N° 1, pp. 1-8, 1999.
- [5] Rapport technique le l'OMS. *Assessments of fracture risks and its application to screening for postmenopausal osteoporosis*. n° 843, Genève, 1994.
- [6] W. G. M. Gerats, P. F. Van Der Stelt, P. Lips, F. C. Van Ginkel. *The radiographic trabecular pattern of hips in patients with hip fractures and in elderly control subjects*. *Bone*, Vol. 22, N° 2, pp. 165-173, 1998.
- [7] T. Lundahl, W. J. Ohley, S. M. Kay, R. Siffert. *Fractional Brownian Motion: A Maximum Likelihood Estimator and its Application to Image Texture*. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 5, N° 3, pp. 152-161, 1986.