

Quantification de la Porosité par Analyse des Images Osseuses pour la Détection de l'Ostéoporose

K.Harrar¹, L. Hamami²

Ecole Nationale Polytechnique d'Alger, Laboratoire signal et communications, 10, Avenue Hassen Badi BP 182 El-Harrach Alger 16200

¹hk_robot@yahoo.fr, ²latifa.hamami@enp.edu.dz

Résumé

L'ostéoporose est une maladie caractérisée par la raréfaction de la masse osseuse et la détérioration de la micro-architecture du tissu osseux, qui entraînent une fragilité osseuse accrue et, par conséquent, une augmentation du risque de fracture. L'objectif de cet article est de quantifier la porosité des images radiographiques, afin de pouvoir détecter l'ostéoporose. Deux méthodes sont utilisées pour l'analyse des images osseuses, la lacunarité et le star volume. La première méthode est basée sur les fractals et la seconde sur l'évaluation de l'espace médullaire. Les résultats montrent une corrélation entre les paramètres architecturaux calculés et les taux de densités minérales osseuses (DMO), ce dernier paramètre qui est le plus utilisé en routine clinique pour la détection de l'ostéoporose.

Mots clés: Radiographie, Ostéoporose, Densité minérale osseuse, Lacunarité, Star volume.

1. Introduction

Si une certaine perte osseuse est inévitable et normale avec le vieillissement, quand peut-on alors parler d'ostéoporose? La maladie est définie par une fragilité des os qui résulte d'une diminution progressive de la densité osseuse combinée à une détérioration de "l'architecture" de l'os. Cette maladie touche une large partie de la population à partir d'un certain âge et favorise les fractures. Aussi, sa prévention fait-elle l'objet de nombreuses études. Si les traitements existent, on ne sait pas encore en faire le diagnostic à peu de frais. L'os devient poreux (d'où le nom ostéoporose) et plus susceptible de se casser. Il faut ici insister sur l'importance de ces deux processus - diminution de la densité osseuse et détérioration de l'architecture de l'os - dans une définition adéquate de l'ostéoporose. C'est l'évaluation de ces deux processus qui permettrait de poser un diagnostic fiable. Or, le test

de densité osseuse ne peut mesurer que la densité osseuse et non l'architecture de l'os. De plus, les résultats au test de densité osseuse sont interprétés en termes d'un risque accru de fractures, le risque étant confondu à la maladie elle-même.

Comment juger de la porosité des os dans une image radiographique ? Les mathématiques servent à proposer des modèles dont on peut estimer les paramètres, et espérer qu'ils permettront de discriminer les personnes atteintes d'ostéoporose. Depuis plusieurs années, plusieurs chercheurs considèrent des modèles pour décrire des processus irréguliers qui semblent pertinents. Cette irrégularité est directement liée aux objets fractals. Une fractale est définie comme un ensemble mathématique ou système physique de forme irrégulière ou morcelée qui se crée en suivant des règles déterministes ou stochastiques. Le paramètre mesuré est la dimension fractale D, qui est fonction de la rugosité de la texture, cependant ce paramètre, seul ne suffit pas pour différencier des textures naturelles, on fait appel à la lacunarité qui permet de quantifier le degré de porosité des objets fractals.

L'os humain peut être assimilé à une forme fractale, pour la quantification de la porosité, deux images radiographiques tests sont utilisées, l'une issue d'un sujet sain et l'autre d'un sujet ostéoporotique. La lacunarité est utilisée pour l'analyse de la texture et le star volume pour la caractérisation de l'architecture osseuse. L'intérêt de ce travail est l'utilisation de deux méthodes pour un diagnostic fiable de l'ostéoporose (discrimination des deux sujets).

2. Matériel et méthodes

2.1. Acquisition et prétraitement des images

Les images suivantes, représentent des coupes vertébrales (de 8mm d'épaisseur) prises pour deux sujets, l'un sain et l'autre ostéoporotique, numérisées en haute résolution (0.066 mm) et à niveaux de gris de

taille 256 x 256 pixels (figure 1). Les valeurs moyennes de la densité minérale osseuse sont de l'ordre de 111.1 (mg ml⁻¹) pour l'os normal et 45.6 (mg ml⁻¹) pour l'os ostéoporotique [1].

Lors du procédé d'acquisition, de stockage ou de numérisation des clichés, il se produit des bruits qui dégradent fortement la qualité de l'image radiographique, comme le flou cinétique, le flou géométrique, le flou d'absorption et le flou d'écran. Pour augmenter la qualité des images radiographiques, un filtrage s'avère nécessaire. Cette opération permet de corriger les hautes fréquences de l'image qui contiennent les différents bruits sans modifier les basses fréquences qui sont représentatives du contenu informationnel de l'image, c'est-à-dire les travées osseuses. Un des filtres intéressants dans l'imagerie médicale est le filtre médian, c'est un filtre non linéaire dont le principe est de calculer en un point, une valeur médiane dépendant d'un tri par valeurs croissantes des niveaux de gris des points voisins. Il permet l'élimination de parasites isolés dans une image sans affecter les contours, il est surtout utilisé pour l'élimination de bruits de type poivre et sel. Pour notre cas, nous avons utilisé un filtre de taille [3 3].

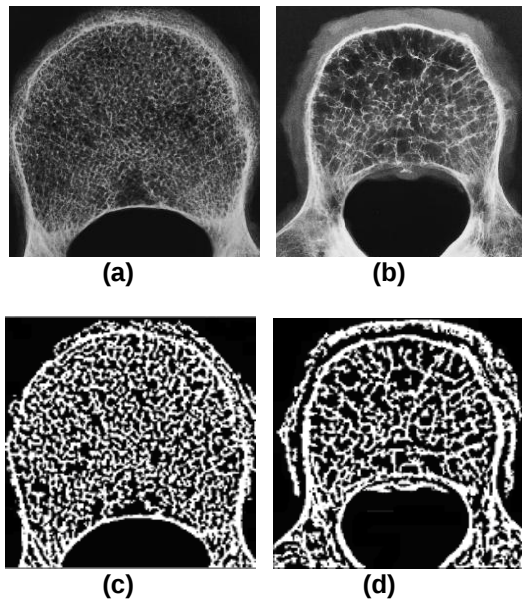


Figure 1. Images radiographiques à rayons X de vertèbres. (a) os sain, (b) os ostéoporotique, (c) image filtrée et seuillée du sujet sain, (d) image filtrée et seuillée du sujet pathologique.

Une autre étape nécessaire dans le prétraitement est le seuillage des images radiographiques (figure 1. c. d), pour cela, un algorithme décrit par white et rudolph [2]

est utilisé, il a été appliqué pour la mesure des caractéristiques morphologies de l'architecture trabéculaire. Un filtre gaussien est utilisé (sigma = 21, noyau de taille = 10) pour éliminer les variations à grande échelle dans les images. L'image filtrée est alors soustraite de l'image originale. L'image binaire est obtenue en seuillant l'image résultant de la soustraction des deux images dont les niveaux de gris sont divisés en deux catégories : nuls ou positifs, le seuillage permet la segmentation de l'image (niveau de gris 255 pour l'os et 0 pour la moelle). Finalement, une étape de suppression de petites chaînes est appliquée aux images segmentées pour éliminer les petits artefacts résiduels (<5 pixels).

2.2. La lacunarité

Le mot "lacunarité" se réfère littéralement à un trou ou lacune comme tiré du mot "lac", mais dans l'analyse morphologique il a été différemment défini comme, la texture visuelle, l'inhomogénéité, invariance rotationnelle, etc. Elle indique en quelque sorte l'écart à l'invariance par translation en mesurant la présence de trous plus ou moins importants dans une structure fractale E [3]. La lacunarité est un paramètre fractal du second ordre qui permet de mesurer la géométrie d'une région R relativement au reste d'une image S [4]:

$$\Lambda = \int_s \left(\frac{\iint_{B(s,r)} I_R(r, \theta) dr d\theta}{m} - 1 \right)^2 ds \quad (1)$$

où :

- B(s,r) est le disque de centre s et de rayon r.
- m est le nombre moyen de points de R dans un disque de rayon r.
- I_R est la fonction indicatrice sur R.

La lacunarité est faible quand la texture est fine et forte pour une texture grossière. La lacunarité a été développée pour décrire la propriété des fractales [5,3], et a pu être utilisée pour décrire la distribution spatiale des ensembles réels [6]. C'est un avantage sur la dimension fractale qui a été souvent utilisée comme un descripteur de la texture des images médicales. La lacunarité trace l'organisation spatiale d'une image tenant compte de la taille moyenne des sous ensembles des structures dans une image, faisant d'eux un potentiel utile pour la représentation de la perforation de l'os trabéculaire associée à l'ostéoporose.

La plupart des travaux réalisés en segmentation de texture à partir du calcul fractal utilisent principalement la dimension de Hausdorff. La notion de lacunarité a fait l'objet, quant à elle de très peu

d'études dans ce domaine [7,8], introduite par Mandelbrot [9], la mesure de lacunarité vient pallier l'insuffisance de la dimension de Hausdorff pour caractériser seuls les ensembles fractals [10,11]. La lacunarité se calcule à partir des probabilités $P(m,r)$, obtenues par la méthode de Voss [12] :

$$\Lambda(r) = \frac{M^2(r) - (M(r))^2}{(M(r))^2} \quad (2)$$

avec :

$$M(r) = \sum_{m=1}^{N_p} m \cdot P(m,r) \quad (3)$$

et

$$M^2(r) = \sum_{m=1}^{N_p} m^2 \cdot P(m,r) \quad (4)$$

Où $P(m,r)$ est la probabilité de trouver une boîte de côté r contenant m pixels. $M(r)$ et $M^2(r)$ sont des paramètres statistiques. $M(r)$ est la moyenne statistique des pixels appartenant à la boîte, $M^2(r)$ est le moment d'ordre 2, la lacunarité dépend de la taille de la boîte r , et $0 < \Lambda < 1$. En pratique, les attributs fractals permettent souvent de bien caractériser les textures. Cependant, ils ne peuvent se calculer que sur des fenêtres ou des régions de taille importante et leur temps de calcul est élevé. L'algorithme de la lacunarité est simple à implémenter, dépend seulement des moyennes et variances calculées pour différentes tailles de boîtes ou fenêtres à travers l'image. La lacunarité n'est pas sensible au bruit ou au flou des images. Elle est mesurée sur des images binarisées, d'où le choix judicieux du seuil de décision dans la phase du seuillage. Elle est représentée comme une courbe qui illustre la dépendance d'échelle de la non stationnarité spatiale dans une image. Une plus grande lacunarité indique une invariance translationnelle plus grande, c'est-à-dire, une atteinte plus importante et une taille plus importante des boîtes dans une image.

2.3. Le Star volume

Il s'agit d'une méthode qui a largement été exploitée pour la mesure des matériaux poreux en particulier les ciments et les roches [13]. Elle est fondée sur l'étude des espaces médullaires : à partir d'un point quelconque de l'espace médullaire on peut projeter dans toutes les directions de l'espace, des rayons. Ces rayons s'arrêtent dès qu'ils rencontrent soit une travée osseuse soit une corticale osseuse soit les bords de la coupe. On constitue ainsi une sorte d'étoile. Il suffit alors de mesurer la longueur de chaque rayon de l'étoile. On voit que plus le réseau sera déconnecté plus

la longueur des rayons sera importante. Si un grand nombre d'étoiles est alors réalisé on peut ainsi mettre en évidence de petites perforations à l'intérieur du réseau trabéculaire [14] (figure 2). Le star volume $V_{m.space}^*$ est une mesure qui prend en compte le moment de ces rayons.

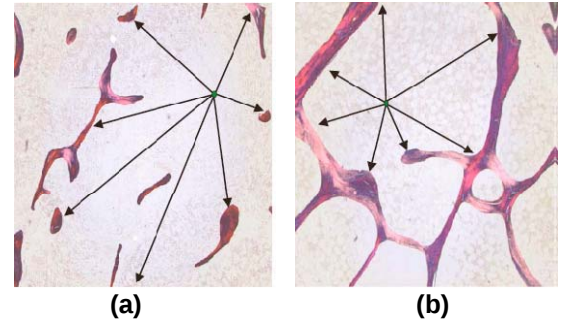


Figure 2. Illustration du concept de star volume de la moelle. (a) pour un sujet ostéoporotique, (b) pour un sujet normal.

En analysant la distribution de l'espace médullaire, on obtient une évaluation indirecte de l'organisation du réseau trabéculaire. Une valeur importante des segments moyens donne une faible connectivité trabéculaire. La figure 2.a montre une valeur plus importante du star volume (Obtenue à partir de la moyenne des tailles des flèches) que dans la figure 2.b, qui traduit une réduction de la connectivité trabéculaire.

Pour calculer le star volume, un seuillage est nécessaire ainsi qu'un encadrement de la région d'intérêt afin d'éviter que la détection ne déborde les limites de l'image ou de la région de travail. Pour chaque pixel de l'espace médullaire de l'image, un balayage est effectué dans toutes les directions, dès qu'une travée est trouvée, la taille du segment correspondant à l'angle en question est calculée, et ainsi de suite pour tous les angles (de 0° à 360°), la taille moyenne des segments trouvés est calculée. Finalement le star volume correspond à la moyenne des segments moyens trouvés pour chaque pixel.

3. Résultats et discussion

3.1. L'analyse par la lacunarité

L'application de la lacunarité est représentée pour différentes tailles de fenêtres allant de 1 à 50 (figure 3). Si ces deux courbes sont comparées, la lacunarité est plus élevée pour l'image ostéoporotique, due à la présence plus importante de trous dans l'image (figure

1.b), en raison d'une plus grande perte de la masse osseuse, ce qui va bien avec le résultat attend (porosité plus élevée). Une lacunarité plus faible est observée chez le sujet sain (figure 3) à cause d'une plus faible perte osseuse. Plus la taille des boîtes augmente, plus la lacunarité décroît. Pour de petites tailles de boîtes, la lacunarité est élevée en raison de la présence plus important de trous et pour des tailles plus grandes, la lacunarité est plus faible due au nombre réduit de trous. L'apparence de la texture est fortement affectée par la lacunarité du fait de l'hétérogénéité spatiale des structures. L'image plus lacunaire (figure 1.b) signifie qu'il y a moins de structures dans l'image, par conséquent les variations de l'intensité des pixels qui sont plus faibles résultent d'une surface plus lisse. Ainsi, on peut conclure que la lacunarité est un outil puissant d'analyse de texture et la quantification de la porosité des formes complexes comme l'architecture osseuse.

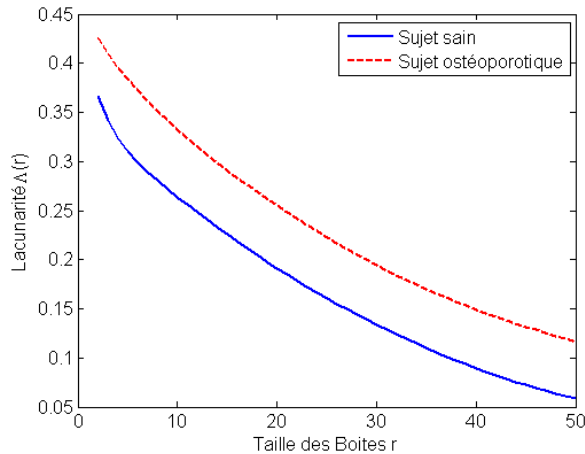


Figure 3. Lacunarité en fonction de la taille des fenêtres (boîtes) pour les images de la figure 1. $\Delta = 0.17$ (pour la sujet sain, ligne continue), $\Delta = 0.24$ (pour la sujet ostéoporotique, ligne discontinue).

La lacunarité reflète le comportement de la structure osseuse, la lacunarité est corrélé à la DMO, plus la lacunarité est élevée et plus la DMO est faible et inversement. Cette étude indique que l'analyse par la lacunarité peut suivre la perte osseuse dans l'ostéoporose par monitoring de l'homogénéité des espaces dans la moelle, qui est lié à la connectivité du réseau de l'os trabéculaire et des tailles de l'espace de la moelle (espace poreux). La lacunarité est un bon prédicateur de l'ostéoporose.

3.2. L'analyse par le Star volume

Pour une rapidité d'exécution, il n'est pas nécessaire de balayer toutes les directions (plusieurs points peuvent être réexaminés), un balayage pour chaque 10° est largement suffisant (figure 4.a).

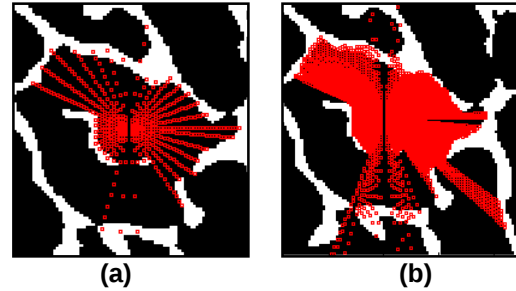


Figure 4. Exemple d'application du star volume pour une image trabéculaire pour différents angles. (a) $\alpha = 10^\circ$, (b) $\alpha = 1^\circ$.

La figure 4 représente un cas de figure du balayage d'un espace médullaire avec différents angles, plus l'angle diminue, plus l'image sera chargée et par conséquent un temps de calcul très élevé (figure 4.b). Ce temps était de 14.11s pour ce cas de balayage, contrairement sur la figure 4.a, l'angle qui était de 10° , le temps était beaucoup plus faible (1.31s) ; Aussi il faut remarquer le taux élevé de fausses alarmes présents sur l'image 4.b en raison des artefacts de discrétisation de l'image.

Les résultats de la méthode de calcul du star volume appliquée aux images radiographiques de la figure 1.a (sujet sain) et de la figure 1.b (sujet ostéoporotique) donnent respectivement, ($V_{m.space}^* = 14,09$, temps =

203,03 s) et ($V_{m.space}^* = 20,28$, temps = 300,15 s). La valeur du star volume et le temps de calcul sont plus élevés chez le sujet ostéoporotique en raison d'une plus forte discontinuité (porosité) du réseau trabéculaire, d'où un espace médullaire plus important. On peut conclure que la méthode du star volume donne une bonne caractérisation de l'os trabéculaire par la quantification de la porosité des images radiographiques.

Pour palier le problème des fausses alarmes dus aux artefacts de discrétisation de l'image ainsi que le problème du temps de calcul du star volume, une amélioration de l'algorithme est mise en oeuvre: Pour un pixel donné, le balayage se fait dans seulement huit directions privilégiées, la recherche des points (balayés) appartenant à l'espace médullaire s'effectue sur ces directions, évitant les aberrations des résultats en utilisant les tangentes. Les figures suivantes

montrent l'approche utilisée pour le balayage de l'espace médullaire. Sur la figure 5.a, le saut est fixé à 2 pixels pour le balayage. Sur la figure 5.b, le saut est à 1 pixel, l'image est entièrement examinée. Dans le premier cas, l'avantage revient au temps de calcul, contrairement au deuxième cas qui éprouve un temps conséquent, le résultat du balayage est presque identique dans les deux cas (figure 5.a et b). Aussi faut-il remarquer que les travées osseuses (zones blanches) ont été préservées.

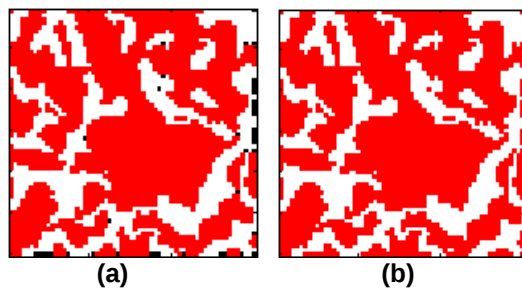


Figure 5. Balayage de l'espace médullaire d'une région d'intérêt pour le calcul du star volume. (a) par bloc de 2 pixels sur 8 directions, (b) pour tous les pixels et dans toutes les directions.

Le tableau 1 récapitule les résultats des deux méthodes appliquées aux images radiographiques pour la quantification de la porosité, on remarque que les paramètres fractals de texture et les paramètres architecturaux des images osseuses sont corrélés aux taux de DMO des sujets. Une plus forte porosité correspond à une plus faible densité minérale osseuse, due à la perte osseuse causée par la décalcification et la raréfaction des travées osseuses, ce qui va bien avec les résultats attendus. La méthode du star volume et la lacunarité constituent des outils fiables de détection des ostéopathies comme l'ostéoporose.

Tableau 1. DMO, porosité, par la lacunarité et le star volume.

	Sujet sain	Sujet ostéoporotique
DMO (densité minérale osseuse)	111,1 (mg.ml ⁻¹)	45,6 (mg ml ⁻¹)
Porosité par la lacunarité	0,17	0,24
Porosité par le Star Volume	14,09	20,28

Plusieurs auteurs ont entrepris des travaux dans l'analyse des images osseuses pour la détection de l'ostéoporose. Lespessailles et al [15]. ont démontré

l'intérêt clinique de l'analyse de texture osseuse dans des images à rayons X haute résolution. Ils ont trouvé que la combinaison de la DMO et les paramètres de texture fournissent une meilleure évaluation du risque fracturaire que celle obtenue par la mesure de la DMO seule.

Pulkkinen et al [16]. ont utilisé l'analyse computerisée de la structure trabéculaire pour tester si la charge de rupture du fémur peut être estimée à partir de radiographies. L'étude a montré que l'analyse de la structure de l'os trabéculaire combinée avec la géométrie prédit la charge de rupture in vitro avec une précision similaire à celle issue de la technique de l'absorptiométrie biphotonique (DXA).

Nektarios et al [17]. ont montré l'utilité de deux mesures fractales basées sur la transformée de Fourier rapide et la lacunarité comme descripteurs de texture dans la caractérisation des images de différentes qualités de porcs. Ils ont trouvé des valeurs de dimensions fractales plus élevées dans les surfaces lisses, d'autre part, ils ont trouvé une corrélation entre le spectre de puissance et la rugosité des images.

4. Conclusion

L'objectif de ce travail est de développer un outil d'aide au diagnostic de l'ostéoporose dans des images radiographiques par la quantification de la porosité. Pour parvenir à cette tâche, deux méthodes ont été développées et appliquées. La lacunarité a été utilisée et a donné de bons résultats sur des images de sujets sains et ostéoporotiques, la lacunarité est plus faible chez le sujet normal, elle indique les caractéristiques de la répartition des trous et l'hétérogénéité des images. Les courbes de la lacunarité apparaissent plus représentatives pour la caractérisation de la texture, due aux changements des lacunarités sur différentes tailles de boîtes. Notre étude suggère que la lacunarité qui est une mesure statistique du deuxième ordre, peut caractériser avec succès les formes trabéculaires des os avec une sensibilité suffisante pour distinguer différents degrés de qualité osseuse. L'analyse par la lacunarité de texture trabéculaire est un outil de diagnostic additionnel prometteur en complément à la BMD dans l'évaluation de la qualité osseuse pour la caractérisation de l'ostéoporose et augmenter la prédiction du risque fracturaire.

Lors du vieillissement, la structure osseuse subit des altérations architecturales en raison de l'ostéoporose due entre autres à une déminéralisation osseuse. La perte de connectivité et l'amincissement et la perte de travées osseuses s'accompagnent d'une élévation de l'espace inter-trabéculaire et d'une perte de la rigidité et par conséquent d'une augmentation du risque

fracturaire. Le star volume semble, un outil intéressant pour l'estimation des propriétés mécaniques de l'os trabéculaire (spongieux), compte tenu des corrélations observées entre les paramètres architecturaux mesurés sur les images radiographiques et les propriétés mécaniques.

D'autres études seront nécessaires pour fournir plus d'informations sur la relation précise entre la DMO, la microarchitecture et l'analyse fractale, afin de comprendre les mécanismes exacts conduisant à la fragilité des os et de trouver de nouvelles stratégies thérapeutiques plus efficaces pour faire face aux conséquences de l'ostéoporose et d'autres maladies osseuses métaboliques.

Références

- [1] M. A. Haidekker, R. Andresen, C.J.G. Evertsz, D. Banzer et H-O. Peitgen. "Assessing the degree of osteoporosis in the axial skeleton using the dependence of the fractal dimension on the grey level threshold". *The British journal of radiology*, Vol. 70, N° 834, 586-593, 1997
- [2] S. C. White, D. J. Rudolph. "Alterations of the trabecular pattern of the jaws in patients with osteoporosis". *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology* Vol. 88, N° 5, pp. 628-635, 1999
- [3] J. F. Gouyet, "*Physique et structures fractales*", Edition Masson, Paris, 1992
- [4] J.P. Cocquerez, et S. Philipp. "*Analyse d'images : filtrage et segmentation*". MASSON, 1995
- [5] A. Zaia, R. Eleonori, P. Maponi, "Medical imaging and osteoporosis: Fractal's lacunarity analysis of trabecular bone in MR images" *IEEE symposium on computer-Based Medical systems (CBMS'05)*, pp. 3-8.
- [6] H. Maître, "*Le traitement des images*", Lavoisier paris, 2003
- [7] G. Dougherty, "A comparison of the texture of computed tomography and projection radiography images of vertebral trabecular bone using fractal signature and lacunarity". *Medical Engineering & Physics*, Vol. 23, N° 5, pp. 313-321, 2001
- [8] R. Lopes, N. Betrouni. "Fractal and multifractal analysis: A review". *Medical Image Analysis*, Vol. 13, N° 4, pp. 634-649, 2009
- [9] B.B. Mandelbrot, "*The Fractal Geometry of Nature*". W.H. Freeman and Company, 1983.
- [10] K. Harrar et L. Hamami, "Implementation of the box-counting method in radiographic images" In: N. Mastorakis, J. Sakellaris, ed. 2009. *Advances in Numerical Methods*. Springer Science+Business Media. Chapitre.26, 2009
- [11] K. Harrar et L. Hamami, "The Fractal Dimension correlated to the bone mineral density", *Wseas transactions on signal processing*, Vol. 4, n° 3, pp.110-126, 2008
- [12] R. Voss, "Random fractals : characterization and measurement, in *Scaling phenomena and disordered systems*", in R. Pynn & A. Skjeltorp eds, plenum press, New York, pp. 1-11. 1986
- [13] A. Vesterby, "Star volume in bone research a histomorphometric analysis of trabecular bone structure using vertebral sections". *The Anatomical Record*, Vol. 235, N° 2, pp. 325-334. 2005
- [14] D. Chappard, E. Legrand, M. F. Basle et M. Audran. "Measuring trabecular bone architecture by image analysis of histological sections". *European Microscopy and analysis*, pp. 13-15, 1997
- [15] E. Lespessailles, C. Gadois, I. Kousignian, J. P. Neveu, P. Fardellone, S. Kolta, C. Roux, J. P. Do-Huu et C. L. Benhamou. "Clinical interest of bone texture analysis in osteoporosis: a case control multicenter study", *Osteoporosis International*, Vol. 19, N° 7, pp. 1019-1028, 2008
- [16] P. Pulkkinen, T. Jämsä, E.-M. Lochmüller, V. Kuhn, M. T. Nieminen et F. Eckstein. "Experimental hip fracture load can be predicted from plain radiography by combined analysis of trabecular bone structure and bone geometry" *Osteoporosis International*, Vol. 19, N° 4, pp. 547-558, 2008
- [17] A. V. Nektarios, F. Mendoza, D.W. Sun et P. Allen, "Texture appearance characterization of pre-sliced pork ham images using fractal metrics: Fourier analysis dimension and lacunarity" *Food Research International*, Vol. 42, N° 3, pp. 353-362, 2009