

# Quantification des connectivités de la micro-architecture osseuse via une décomposition en paquets d'ondelettes $M$ -bandes

Walid AYADI<sup>1,2</sup>, Sylvie SEVESTRE-GHALILA<sup>2,3</sup>, Amel BENZAZZA-BENYAHIA<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Unité de Recherche en Imagerie Satellitaire et ses Applications (URISA)  
Ecole Supérieure des Communications de Tunis (SUP'COM), Tunisie

<sup>2</sup>Laboratoire MAP5, Université René Descartes Paris 5, France

<sup>3</sup>Unité de Recherche Signaux et Système, ENIT, Tunisie

walid.ayadi@gmail.com, sylvie.sevestre@math-info.univ-paris5.fr, benazza.amel@supcom.rnu.tn

**Résumé** – Afin de caractériser l'ostéoporose, des radiographies du calcanéum sont utilisées afin d'analyser la texture et la structure de l'os grâce à des approches de traitement d'images sophistiquées. Dans ce papier, nous proposons une méthode permettant d'évaluer le nombre de connectivités à partir d'une représentation multirésolution de l'image résultant d'une décomposition en paquets d'ondelettes  $M$ -bandes. Son avantage repose sur sa sélectivité directionnelle exceptionnelle dans les bandes hautes fréquences. La seconde contribution de ce travail repose sur la procédure statistique appliquée afin de montrer la pertinence et la complémentarité des descripteurs de connectivités aux descripteurs cliniques dans la discrimination entre patients ostéoporotiques et patients sains.

**Abstract** – To characterize osteoporosis, radiographies of the calcaneus are used to analyze both the texture and the structure of the bone thanks to sophisticated image processing tools. In this paper, we propose a method for evaluating the number of junctions in the image. The first novelty of this paper is the evaluation of this number from a multiresolution representation resulting from  $M$ -bands wavelets packets decomposition. Its appealing advantage is its great directional selectivity in high frequency bands. The second contribution of our work relies on the statistical procedure we apply to show the pertinence and the complementarity of junction descriptors to clinical descriptors in the discrimination between osteoporotic patients and control patients.

## 1 Introduction

L'ostéoporose consiste en une perte progressive de calcium et de collagène causant une réduction de la masse osseuse et une altération de la micro-architecture osseuse [1]. L'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) a défini l'ostéoporose comme une dégradation significative de la Densité Minérale Osseuse (DMO) et une modification de la micro-architecture osseuse chez les patients et en particulier chez les sujets jeunes. Cependant, la quantification de la DMO n'est plus suffisante à elle seule pour l'identification des ostéoporotiques à partir d'un âge avancé [2, 3]. Le milieu médical a récemment convenu de la nécessité de caractériser l'état de la micro-architecture de l'os afin d'extraire des informations pertinentes et complémentaires aux descripteurs cliniques (DMO, âge, poids) pour diagnostiquer la présence de l'ostéoporose [4]. Pour ce faire, on a recours à l'IRM ou le rayon  $X$  haute résolution. La modalité rayon  $X$ , la mieux placée en terme d'exposition et de coût pour la prévention, est utilisée ici afin de générer des radiographies numériques à partir desquelles nous étudions la texture de l'os du talon (calcanéum). Une analyse de la modalité rayon  $X$  montre que les caractéristiques 2D de la micro-architecture osseuse apparaissant

sur une radiographie sont réparties et localisées sur plusieurs niveaux de résolution de l'image.

L'os de calcanéum appartient à la catégorie trabéculaire car il est formé de travées. Ces dernières se répartissent pour cet os du talon dans deux directions différentes. Les travées horizontales sont dues à la tension de la marche et les travées verticales sont dues à la pression du poids. Une raréfaction de ces travées se situe dans la zone centrale de l'os de calcanéum qui va donc être une région sensible à leur dégradation par l'ostéoporose. Une dégradation des structures osseuses par l'ostéoporose entraîne aussi des structures irrégulières au niveau de la micro-architecture de l'os. Ainsi, l'irrégularité de la micro-architecture osseuse, la raréfaction des travées ainsi que le nombre et la distribution spatiale des connectivités dues aux croisements entre travées seront des informations pertinentes dans la caractérisation des ostéoporotiques [5, 6].

De nombreux descripteurs de la micro-architecture de l'os ont été proposés dans la littérature comme par exemple le paramètre de régularité d'un mouvement brownien fractionnaire modélisant les lignes de l'image [7, 8, 9], les paramètres de co-occurrence et les longueurs de plages [?] ou des attributs extraits de l'image après squelettisation des microstructures qui composent l'image [10]. Ces pa-

ramètres visent à caractériser la qualité de la structure micro-architecture, l'élasticité de l'os et notamment son degré d'irrégularité.

Cependant, ces descripteurs sont calculés à partir d'une version monorésolution de l'image et ne tiennent pas compte formellement de la variété d'échelle des détails dans l'image. De plus, ces descripteurs sont pauvres du point de vue sélectivité directionnelle c'est-à-dire que ces derniers ne détectent pas les informations orientées dans des directions autres que les directions horizontale, verticale et diagonale. Par conséquent, il est justifié d'avoir recours à des représentations qui offrent de l'image radiographique à analyser une vue multi-échelle et directionnelle. A cet égard, une analyse multirésolution reposant sur une transformée en ondelettes semble appropriée. En effet, d'une part, la sélectivité directionnelle de la transformée en ondelettes permet de détecter localement les connectivités dues aux croisements entre travées de la micro-architecture osseuse. D'autre part, l'exploitation de l'information multi-échelle permet de distinguer davantage les vraies connectivités 3D des autres jonctions dues aux phénomènes de projection 2D/3D lors de la formation de l'image. Plus précisément, nous extraierons des descripteurs de ces jonctions à partir des coefficients d'ondelettes. Puis, nous testerons leur apport et complémentarité aux descripteurs cliniques classiques (DMO, âge, poids) sur le plan de discrimination entre ostéoporotiques (OP) et patients de contrôle (CP). L'article est organisé comme suit. Dans la section 2, nous rappelons l'analyse multirésolution par paquets d'ondelettes  $M$ -bandes et nous expliquons son apport dans le cadre de notre problématique. Nous présentons, dans la section 3, les descripteurs des connectivités de la micro-architecture osseuse que nous proposons. Nous présentons et commentons les résultats expérimentaux dans la section 4. Enfin, nous apportons quelques éléments de conclusion et proposons quelques perspectives dans la section 5.

## 2 Analyse multirésolution par paquets d'ondelettes $M$ -bandes

Une analyse en ondelettes multirésolution permet d'examiner l'image à plusieurs échelles [12]. Plus précisément, l'image est décomposée en sous-images de coefficients à chaque échelle. À chaque niveau de résolution, ces sous-images se classent en deux grandes catégories. La première catégorie permet de fournir une vision approximative de l'image initiale. La seconde famille de sous-images est associée au coefficients de détails selon une direction précise. Une transformation 1D en ondelettes  $M$ -bandes dans  $\mathcal{L}^2(\mathbb{R})$  se caractérise par la donnée d'une fonction d'échelle  $\psi_0 \in \mathcal{L}^2(\mathbb{R})$  et de  $M-1$  fonctions d'ondelettes  $\psi_m \in \mathcal{L}^2(\mathbb{R})$  (avec  $m = 1, \dots, M-1$ ) telles que :

$$\forall t \in \mathbb{R}, \psi_m(t) = \sqrt{M} \sum_{k \in \mathbb{Z}} h_m[k] \psi_0(Mt - k), \quad (1)$$

où  $h_0$  est un filtre passe-bas,  $h_1, \dots, h_{M-1}$  sont des filtres passe-bandes,  $h_M$  est un filtre passe-haut et les suites  $(h_m[k])_{k \in \mathbb{Z}}$  sont de carré sommable. L'orthogonalité de la base  $\cup_{m=1}^{M-1} \{M^{-j/2} \psi_m(M^{-j}t - k)\}_{k \in \mathbb{Z}}$  dans  $\mathcal{L}^2(\mathbb{R})$  est as-

surée si la condition de para-unitarité est vérifiée pour tout couple  $(m, m')$  dans  $\{0, \dots, M-1\}^2$  :

$$\sum_{p=0}^{M-1} H_m(\omega + p \frac{2\pi}{M}) H'_m(\omega + p \frac{2\pi}{M}) = M \delta_{m-m'}, \quad (2)$$

où  $H_m$  représente la transformée de Fourier de  $h_m$  et  $(\delta_m)_{m \in \mathbb{Z}}$  est la suite de Kronecker (égale à 1 si  $m = 0$  et 0 sinon).

Ainsi, l'expression d'une décomposition en ondelettes  $M$ -bandes d'un signal 1D  $f \in \mathcal{L}^2(\mathbb{R})$  en  $J$  niveaux de résolution est :

$$f(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} a_J[k] M^{J/2} \psi_0(M^J t - k) + \sum_{j \geq J} \sum_{m=1}^{M-1} \sum_{k \in \mathbb{Z}} M^{j/2} d_{m,j}[k] \psi_m(M^j t - k). \quad (3)$$

Les coefficients  $a_J$  sont ceux de la version d'approximations de  $f$  et  $d_{m,j}$  sont les coefficients de détails à l'échelle  $j$  de la  $m$ -ième bande. Dans le cas 2D, nous utilisons une décomposition séparable c'est-à-dire qui traite les lignes puis les colonnes. Cette décomposition fournit, à chaque niveau de résolution  $j$ , une sous-bande d'approximation et  $M^2 - 1$  sous-bandes de coefficients de détails. L'analyse  $M$ -bandes avec  $M > 2$  se distingue du cas dyadique par le fait qu'elle permet une analyse des composantes hautes fréquences plus fine et une meilleure sélectivité directionnelle au niveau des hautes fréquences (nombre d'orientations directionnelles plus élevé). Comme nos images présentent des informations pertinentes dans les moyennes et hautes fréquences[11], il est intéressant de chercher à adapter leurs représentations à leurs caractéristiques espace-fréquences par une décomposition plus générale en paquets d'ondelettes. Celle-ci autorise de décomposer récursivement n'importe quelle sous-bande de fréquence en vue d'une meilleure sélectivité fréquentielle dans les moyennes et hautes fréquences. Cependant, il est souvent coûteux et non nécessaire de décomposer toutes les sous-bandes à chaque échelle. Par conséquent, un critère est utilisé pour décider si une décomposition est nécessaire pour une sous-bande particulière. Pour notre part, nous avons retenu le critère de l'énergie de la sous-bande pour sa simplicité de calcul [13]. Plus précisément, on ne décompose pas une sous-bande à une résolution donnée  $j$  que si son énergie  $e$  est  $C$  fois plus petite que la plus grande énergie  $e_{max}$  de toutes les sous-bandes à la résolution  $j$  où  $C$  est un paramètre inférieur à 1 ajustable par l'utilisateur.

## 3 Quantification des connectivités

### 3.1 Détection des connectivités

Les connectivités des travées sont extraites des sous-bandes de  $d_{j,m}$  résultant d'une décomposition en paquets d'ondelettes de Meyer  $M$ -bandes pour tous les échelles. Notre approche d'extraction procède en deux étapes. La première permet de sélectionner parmi les pixels à forts coefficients ceux répondant à des critères contextuels de croisements. La seconde a pour but de fusionner ces informations multi-échelles afin de produire une carte des

croisements à pleine résolution. Les étapes détaillées de notre approche sont comme suit.

- Dans chaque sous-bande  $(m, j)$ , nous déterminons les pixels des coefficients dont les amplitudes sont les plus importantes. Ainsi, un coefficient  $d_{j,m}(k, l)$  est sélectionné si  $|d_{j,m}(k, l)| > S \cdot \max_{(k', l')} |d_{j,m}(k', l')|$  où  $S$  est un seuil inférieur à 1. On obtient ainsi, à chaque sous-bande, un ensemble de pixels d'amplitudes significatifs.
- Afin d'éviter la sélection des coefficients associés à des observations bruitées, une autre procédure de sélection est appliquée aux coefficients détectés significatifs précédemment en tenant compte de l'information contextuelle. Seuls ceux qui possèdent deux voisins significatifs (parmi les 8 plus proches voisins) sont finalement retenus comme étant des contours dominants de travées.
- Pour chaque couple de sous-bandes  $(j, m)$  et  $(j, m')$ , l'intersection à la position  $(k, l)$  entre deux directions dominantes  $m$  et  $m'$  existe si  $d_{j,m}(k, l)$  et  $d_{j,m'}(k, l)$  sont significatives. Par conséquent, nous obtenons, à chaque échelle  $j$ , des ensembles d'intersections dans toutes les orientations possibles  $(m, m')$ .
- Ces ensembles sont traités de la résolution grossière à la plus fine (de  $j = J$  à  $j = 1$ ). Pour une intersection donnée à l'échelle  $j$  orientée selon  $(m, m')$ , nous vérifions si elle correspond aussi à une intersection pour une résolution plus fine  $j + 1$  selon les mêmes directions. Finalement, une connectivité à une position spatiale est détectée si les coefficients correspondants sont retenus pour les orientations  $(m, m')$  pour toutes les  $J$  échelles. Par conséquent, une carte binaire à pleine résolution indiquant les positions de connectivités est construite. Nous désignons par  $L$  le nombre total des connectivités détectées.

### 3.2 Descripteurs de connectivités

Nous souhaitons étudier les propriétés statistiques de  $L$  et les distributions spatiales des connectivités dans la carte de connectivités. La distribution est caractérisée par l'entropie  $\mathcal{E}$ . Pour cela,  $N_w$  fenêtres disjointes sont considérées dans la carte des connectivités à pleine résolution, afin d'estimer localement les proportions de connectivités  $P_w$  dans chaque fenêtre  $w$  :

$$\mathcal{E} = - \sum_{w=1}^{N_w} P_w \log P_w. \quad (4)$$

Par conséquent, chaque patient est décrit par les deux descripteurs de connectivités  $L, \mathcal{E}$ .

## 4 Résultats expérimentaux

Notre échantillon est composé de 263 patients (77 ostéoporotiques et 186 patients sains) et décrit par 3 descripteurs cliniques (DMO, âge, poids) et les 2 descripteurs de connectivités ( $L, \mathcal{E}$ ) extraits d'une décomposition en paquets d'ondelettes de Meyer  $M$ -bandes avec  $M = 3$  et  $J = 2$ . Nous proposons d'illustrer l'apport d'un ajout de

nos descripteurs de connectivités proposés aux descripteurs cliniques dans une discrimination entre OP et CP par la matrice de corrélation et les résultats d'une Analyse en Composantes Principales (ACP) [14]. Nous remarquons d'après la Fig. 1, que les descripteurs de connectivités  $L$  et  $\mathcal{E}$  sont, d'une part, faiblement corrélés entre eux et ne sont pas, d'autre part, corrélés avec les descripteurs cliniques. De plus, la Fig. 2 montre que les patients ostéoporotiques sont décrit par des valeurs fortes du descripteur de connectivités  $L$  et les patients sains sont caractérisés par des valeurs importantes du descripteur  $\mathcal{E}$ . Nous concluons, d'une part, que les informations extraites des descripteurs de connectivités  $L$  et  $\mathcal{E}$  sont *indépendantes* et *complémentaires* à celles transmises par les descripteurs cliniques. D'autre part, une radiographie d'ostéoporotique est souvent caractérisé par un nombre important de connectivités tandis qu'un patient sain est caractérisé par un nombre de connectivités moins important mais plus dispersée sur l'image comme illustrés à la Fig. 3. Afin de confirmer l'apport de  $L$  et  $\mathcal{E}$  dans la discrimination entre OP et CP, nous appliquons une procédure de classification par une régression logistique [14] sur  $N$  couples d'échantillons d'apprentissage et test en premier temps avec seulement les variables cliniques et en deuxième temps avec les descripteurs cliniques *et* de connectivités. Nous confirmons l'apport des descripteurs de connectivités dans la discrimination entre OP et CP en appliquant le test de Wilcoxon-Mann-Whitney [14] afin de tester si une augmentation significative des taux de bonne classification existe quand nous ajoutons nos descripteurs de connectivités aux descripteurs cliniques dans la procédure de classification. Pour chaque procédure de classification  $c = 1, 2$  et pour chaque couple d'échantillons d'apprentissage et test  $n = 1, \dots, N$ , un taux de bonne classification  $r_n^c$  est calculé. Ainsi, nous obtenons deux séquences de taux de bonnes classification :  $\{r_1^1, \dots, r_N^1\}$  and  $\{r_1^2, \dots, r_N^2\}$ . La p-valeur du test de Wilcoxon-Mann-Whitney valant 0.03 montre que l'ajout de nos descripteurs de connectivités améliore significativement le taux de bonne classification entre les OP et les CP. Avec les variables cliniques seulement, le taux de bonne classification ne dépasse pas 71% alors que quand nous ajoutons nos descripteurs de connectivités à la procédure de classification, le taux de bonne classification atteint la valeur de 76%.

## 5 Conclusions et perspectives

Nous avons extrait des descripteurs de connectivités à partir d'informations résultants d'une décomposition en paquets d'ondelettes  $M$ -bandes pour mieux discriminer les OP des CP. Nous avons prouvé la complémentarité de nos descripteurs de connectivités aux descripteurs cliniques et leurs pertinences dans la discrimination entre OP et CP. Plusieurs perspectives sont envisageables. Nous proposons de recourir à d'autres méthodes d'analyses multirésolution caractérisées par de bonne sélectivité directionnelle telles que l'analyse en contourlets et de comparer nos descripteurs avec des descripteurs issus d'approches spatiales comme celles reposant sur les outils de morphologie ma-

thématique [10].

## Remerciements

Les auteurs remercient l'équipe INSERM à Orléans pour avoir fourni les radiographies du calcaneum utilisées dans les expériences.

## Références

- [1] C. L. Benhamou, E. Lespessailles, V. Royant, "Architecture osseuse et résistance mécanique du tissu osseux", *la Presse Médicale*, vol. 25, no. 6, pp. 249-254, 1996.
- [2] S. Hui, C. W. Slemenda, C. C. Johnston, "Age and bone mass as predictors of fracture in a prospective study," *J. Clin Invest* 81, pp. 1804-1809, 1998.
- [3] R. R. Recker, "Low bone mass may not be the only cause of skeletal fragility in osteoporosis," *Proc. Soc. Exp. Biol. Med.* 191, pp. 272-274, 1989.
- [4] R. W. McCalden, J. A. McGeough, "Age-related changes in the compressive strength of cancellous bone : The relative importance of changes in density and trabecular architecture," *J. Bone Joint Surg.* 79, pp. 421-427.
- [5] V. Shen, D. W. Dempster, R. Birchman, R. Xu, R. Lindsay, "Loss of cancellous bone mass and connectivity in ovariectomized rats can be restored by combined treatment with prathyroid hormone and estradiol," *J Clin Invest* 91, pp. 2479-2487.
- [6] J. H. Kinney, A. J. C. Ladd, "The relationship between three-dimensional connectivity and the elastic properties of trabecular bone", *Journal of Bone and mineral research*, vol. 13, no. 5, pp. 839-845, 1998.
- [7] E. Perrin, R. Harba, C. Berzin-Joseph, I. Iribarre, A. Bonami, " $n^{th}$ -order fractional Brownian motion and fractional Gaussian noises," *IEEE Trans. on Signal Processing*, vol. 45, pp. 1049-1059, 2001.
- [8] R. Jennane, *Modélisation fractale de textures, application à l'analyse de l'architecture osseuse*, Ph. D. Thesis, Univ. Orléans, France, 1995.
- [9] L. Pothuaud, E. Lespessailles, R. Harba, R. Jennane, V. Royant, E. Eynard, C. L. Benhamou, "Fractal analysis of trabecular bone texture on radiographs : discriminant value in postmenopausal osteoporosis," *Osteoporosis International*, vol. 8, pp. 618-625, 1998.
- [10] S. Sevestre-Ghalila, A. Benazza-Benyahia, A. Ricordeau, N. Mellouli, C. Chappard, C.-L. Benhamou, "Texture image analysis for osteoporosis detection with morphological tools," *Proc. of the MICCAI'04*, St-Malo, France, September 26-30, 2004.
- [11] W. Ayadi, A. Benazza-Benyahia, S. Sevestre-Ghalila, "Osteoporosis detection by texture analysis based on  $M$ -band Meyer's wavelet transform," *International Symposium on Image/Video Communications over Fixed and Mobile Networks, ISIVC'06*, September 2006, Yasmine-Hammamet, Tunisia.
- [12] Y. Meyer, "Ondelettes et algorithmes concurrents," Hermann, Paris, France, 1992.
- [13] K. Ramchandran, M. Vetterli, "Best Wavelet Packet in a Rate-Distortion Sense," *IEEE Trans. on Image Processing*, vol. 2, no. 2, pp. 160-175 April. 1993.
- [14] G. Saporta, *Probabilité, Analyse des données et Statistique*, Technip, Paris, France, 1990.

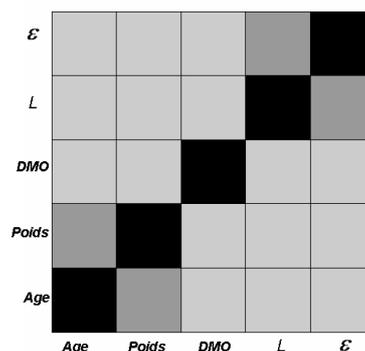


FIG. 1 – Matrice de corrélation des descripteurs cliniques et de connectivités.  $0 \leq \rho \leq 0.1$  (blanc),  $0.1 < \rho \leq 0.4$  (gris clair),  $0.4 < \rho \leq 0.7$  (gris foncé),  $0.7 < \rho \leq 1$  (noir)

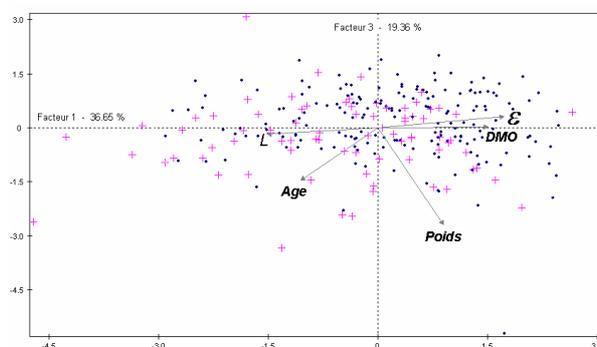


FIG. 2 – Projection des descripteurs et dispersions des observations sur le plan factoriel défini par la première et la troisième composantes principales. OP(+), CP(·).

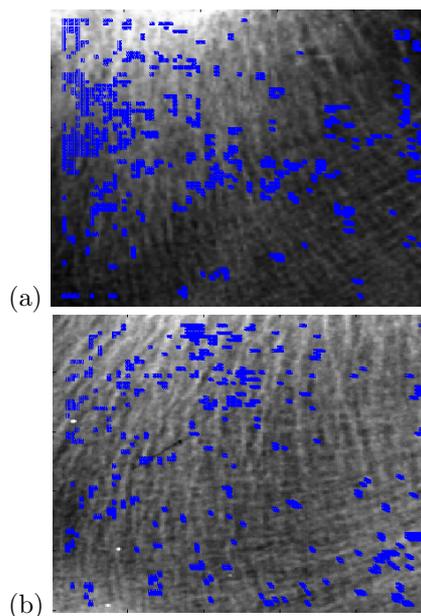


FIG. 3 – Positions des connectivités pour une radiographie d'un ostéoporotique (a) et pour une radiographie d'un patient sain (b).