

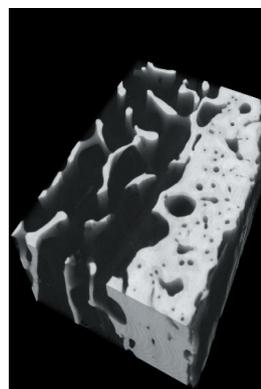
> La microarchitecture trabéculaire osseuse s'adapte aux contraintes mécaniques, ainsi qu'aux effets de l'âge, de la maladie ostéoporotique et des traitements. *In vivo*, les anomalies de la microarchitecture peuvent être évaluées à l'aide de paramètres de texture sur des radiographies haute résolution et des images en absorptiométrie biphotonique (DXA). Il est possible d'extraire des paramètres morphologiques et topologiques apparents sur les images d'IRM et 3D avec un appareil dédié appelé *high resolution peripheral quantitative computed tomography* (HR-pQCT) d'une résolution proche de la taille des travées. *In vitro*, il est possible, à partir d'échantillons, d'obtenir des analyses 2D en histomorphométrie et 3D à partir d'images de 10 μm environ obtenues par *microcomputed tomography* (microCT) à partir du rayonnement synchrotron ou de rayons X conventionnels. <

Il existe un intérêt croissant ces dernières années pour la microarchitecture osseuse. En effet, elle représente, avec la densité minérale osseuse (DMO) mesurée en absorptiométrie biphotonique (DXA), un déterminant essentiel de la résistance mécanique. La microarchitecture trabéculaire¹ s'adapte aux contraintes mécaniques, aux effets de l'âge et de la maladie ostéoporotique [1]. En effet, la DMO n'explique pas à elle seule la résistance osseuse, car il existe un recouvrement entre les valeurs de DMO observées chez des sujets n'ayant pas fait de fractures et chez des sujets ayant

¹ L'os se compose de deux types de structure : l'os trabéculaire (ou os spongieux) et l'os cortical (ou os compact). L'os cortical (80 % de l'os squelettique total) occupe la périphérie de la diaphyse ou corps des os longs, limitant un canal central de forme allongée dans le sens du grand axe de l'os, la cavité médullaire. L'os spongieux ou trabéculaire (20 %) est présent dans les extrémités des os longs, c'est-à-dire les épiphyses, ainsi que dans la métaphyse, zone de transition entre l'épiphyse et la diaphyse, où il forme un système de lamelles osseuses irrégulières, les trabécules. Il est également présent dans les corps vertébraux. Les travées osseuses formées par les lamelles s'entrecroisent et sont disposées dans le même sens que les forces de pression et de traction exerçant des contraintes sur l'os. L'architecture de l'os est donc édifiée suivant les forces mécaniques auxquelles celui-ci est soumis. On admet que les vertèbres sont formées de 50 % d'os trabéculaire et de 50 % d'os cortical. Le col du fémur, quant à lui, est constitué de 30 % d'os trabéculaire et de 70 % d'os cortical.

Méthodes d'évaluation de la microarchitecture de l'os trabéculaire humain

Christine Chappard



Laboratoire de biomécanique et biomatériaux ostéo-articulaires (B20A), UMR 7052 CNRS, Université Paris Diderot-PRES Sorbonne Paris Cité, 10, avenue de Verdun, 75010 Paris, France. christine.chappard@inserm.fr

des antécédents de fractures [2]. Chez près de 50 % des sujets ayant présenté des fractures ostéoporotiques, le seuil de DMO de - 2,5 déviation standard par rapport à la population jeune de référence - ou *T-score* - n'est pas atteint [3]. Il est essentiel d'évaluer les modifications microarchitecturales qu'induisent les médicaments afin de comprendre leur efficacité thérapeutique. Or, l'augmentation de la DMO ne suffit pas à expliquer l'effet des traitements, moins de la moitié de l'effet pouvant lui être attribuée [4]. La caractérisation de l'os trabéculaire permet de mieux comprendre les différents types d'ostéoporose et de suivre l'efficacité des traitements, ce d'autant que cet os est la cible privilégiée de ces traitements de l'ostéoporose, en raison de son métabolisme rapide. La microarchitecture trabéculaire a pour avantage d'être accessible aux méthodes d'imagerie moderne.

Les techniques d'imagerie de la structure osseuse

Les techniques d'exploration du tissu osseux doivent être adaptées aux caractéristiques de la structure osseuse. L'épaisseur moyenne des travées est de 100 à 150 μm avec un espace entre les travées de 500 à 1 000 μm . L'analyse tridimensionnelle (3D) nécessite une résolution élevée, proche de la taille des travées, si possible égale dans les trois directions de l'espace (résolution isotrope) afin de permettre une caractérisation morphologique et topologique du réseau trabéculaire précise. Avec une résolution de 250 μm ou plus, l'accès direct au réseau trabéculaire est impossible ; dans ce cas les paramètres morphologiques obtenus sont

Vignette: tibias humains acquis en *micro-computed tomography* par synchrotron avec une résolution de 100 μm (photo © Christine Chappard).

dits apparents et ne permettent d'analyser que la texture. L'imagerie bidimensionnelle (2D) de projection est partiellement représentative de la structure 3D avec des résolutions qui vont de 100 μm à 1 mm.

Approche *in vivo*

L'imagerie de projection est la radiographie conventionnelle qui permet des résolutions proches de 200 μm et concerne des sites périphériques (calcanéum et radius) [5, 6]. L'analyse *in vivo* au niveau du rachis est beaucoup plus complexe, car il existe une trop grande variabilité des images en raison de l'importante épaisseur de tissus mous à traverser. Dans tous les cas, ces techniques nécessitent que les paramètres d'acquisition soient standardisés. L'évolution technologique s'oriente vers des détecteurs numériques tels que les capteurs à iode de césium (C-MOS) dont les principaux avantages sont une très bonne résolution (de l'ordre de 100 μm), une calibration possible et une utilisation de logiciels d'analyse de texture facilitée. Appliqué au calcanéum, un appareil dédié a montré sa capacité à identifier les patients ayant des antécédents de fractures, et la reproductibilité des mesures [7]. L'image de DXA a été proposée comme support à l'analyse de texture, reflet de la microarchitecture au niveau du calcanéum [8] et du rachis, ce dernier qui est un site habituel de fractures et de mesure de la densité minérale osseuse [9, 10].

Le principal avantage des méthodes 3D utilisées sur des sujets *in vivo* est de pouvoir faire une analyse séparée de l'os trabéculaire et de l'os cortical. La résolution spatiale des scanners multibarrettes utilisés en routine clinique est de 150 à 300 μm avec des épaisseurs de coupe au mieux de 300 μm , ce qui reste insuffisant pour analyser individuellement les travées. Avec les *volumic quantitative computed tomography* (V-QCT), on peut obtenir un voxel isotrope (*volumetric pixel*) et, en théorie, des images du squelette axial, mais la résolution reste insuffisante et l'irradiation élevée.

Une résolution de 82 μm^3 a été obtenue pour l'analyse de la microstructure trabéculaire sur des os périphériques tels le radius et le tibia [10]. Dans ce cas, on parle de HR-pQCT pour *high resolution peripheral quantitative computed tomography*. La dose effective reçue par le patient est faible, environ 3 μSv au radius [11]. Seuls les os périphériques sont accessibles compte tenu de l'irradiation nécessaire pour obtenir des images de cette résolution. Les différences de microstructure osseuse selon le sexe ont pu être étudiées, et dans différentes pathologies comme par exemple l'hyperparathyroïdie primitive ou l'insuffisance rénale chronique [12] (Figure 1).

En IRM, la meilleure résolution obtenue avec des appareils de routine clinique à 1,5 teslas est de 156 $\mu\text{m} \times 156 \mu\text{m} \times 300 \mu\text{m}$ sur le radius *in vivo* [13]. Le faible rapport signal sur bruit (S/B) limite actuellement l'analyse de l'os trabéculaire qui est caractérisé par un faible signal. Les examens sont longs et coûteux, et les artefacts dus aux mouvements sont fréquents. Seuls les sites périphériques comportant de la moelle graisseuse permettent l'utilisation d'antennes de surface qui donnent un S/B suffisant. D'autre part, le S/B a aussi pu être amélioré en utilisant une IRM à 3 teslas avec une résolution de 156 $\mu\text{m} \times 156 \mu\text{m} \times 500 \mu\text{m}$ [14], mais il est toutefois peu amélioré à 7 teslas [15]. Le principal avantage de cette dernière approche est qu'elle n'entraîne pas d'irradiation du patient.

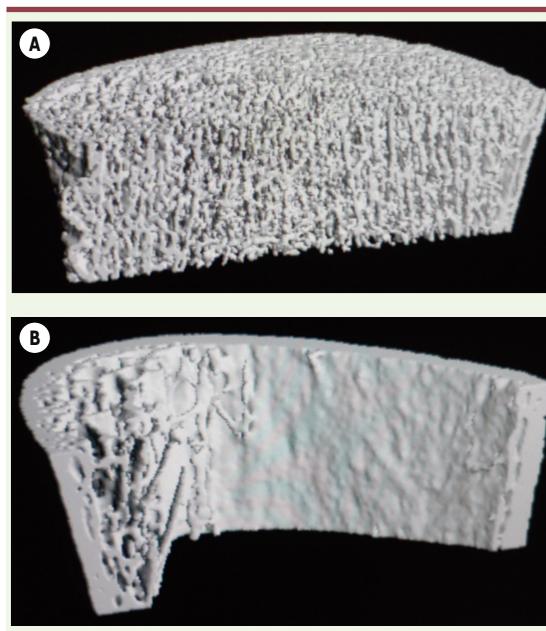


Figure 1. Exemple d'images en HR-pQCT réalisées à 4 cm du pylon tibial sur deux tibias différents. A. Sujet normal. B. Sujet ostéoporotique. La résolution est de 82 μm .

Approche *in vitro*

L'histologie reste irremplaçable pour l'étude de la morphologie et des activités cellulaires. Mais l'évaluation de la microarchitecture réalisée sur une coupe bidimensionnelle (2D), tout en étant considérée comme incontournable, reste insuffisante pour représenter la structure 3D réelle.

La microCT (*microcomputed tomography*) par rayonnement synchrotron permet d'obtenir des résolutions de l'ordre du micron. Le principe est la reconstruction de coupes jointives à partir de projections 2D acquises successivement autour d'un axe de rotation. Le rayon X qui est extrait des lignes de lumière est monochromatique, ne diverge pas et possède une grande quantité de photons. C'est la méthode qui constitue le *gold standard* pour les analyses 3D [16]. L'utilisation aux résolutions submicroniques est possible et nécessite la gestion de gros volumes de données sur des centres d'intérêt plus réduits. L'utilisation du rayonnement synchrotron nécessite une infrastructure lourde qui existe en France sur deux sites : le *european synchrotron radiation facility* (ESRF) à Grenoble et le synchrotron Soleil à Saint-Aubin. Cette méthode de recherche est utilisée pour valider les autres méthodes d'investigation, et a déjà été utilisée pour explorer l'os humain [17] et les conséquences des traitements thérapeutiques [18].

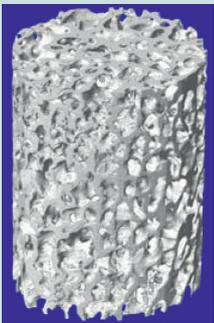
Échantillon	Normal	Ostéoporotique
Image 3D		
Résultats		
BV/TV (%)	32,8	9,6
BS/TV (mm ⁻¹)	6,1	3,8
Tb.Th (μm) (méthode directe)	185	135
Tb.Sp (μm) (méthode directe)	454	878
Tb.N (mm ⁻¹)	1,77	0,71
DA	1,7	3,2
Tb.Pf	-1,88	4,2
SMI	0,503	1,17

Tableau I. Exemple de résultats sur un os normal et ostéoporotique à partir de reconstructions 3D réalisées en microCT (résolution 16 μm). Tb.Pf: trabecular bone pattern factor ; BV/TV : bone volume/total volume ; Tb.Sp : trabecular spacing ; Tb.N : trabecular number ; SMI : structure model index.

Avec les appareils de laboratoire qui utilisent des rayons X conventionnels, le principe reste celui de la tomographie et les résolutions obtenues sont de 6 à 20 μm. Ce système s'est développé au cours de la dernière décennie parallèlement à l'évolution de la puissance de calcul informatique. Le rayonnement X est moins performant que celui du synchrotron [19]. Cette méthode tend à devenir la méthode la plus utilisée pour l'analyse de la microarchitecture osseuse *in vitro* (Tableau I). Les variations de la microarchitecture trabéculaire de l'os humain ont été étudiées à différents sites squelettiques et sous l'effet de l'ostéoporose [20], de la ménopause [21] et de divers traitements [22]. Pour tester l'effet des médicaments, le site squelettique le plus utilisé est la crête iliaque.

Avec des champs magnétiques élevés, il est possible de faire de la microIRM. La meilleure résolution obtenue était dans le plan 23 μm x 23 μm avec une épaisseur de coupe de 39 μm [23]. L'image IRM dépend de la susceptibilité magnétique de l'interface travée/moelle qui augmente avec l'intensité du champ. Le type de séquence interfère sur la

taille des travées. Cette dernière méthode reste toutefois du domaine de la recherche en imagerie.

Les méthodes de mesure

Les analyses morphologiques

La mesure des paramètres nécessite un seuillage de l'image préalable. Cette étape est en pratique très importante et conditionne la qualité des résultats. Les premiers paramètres de microarchitecture ont été développés par Parfitt [24]. Les paramètres morphométriques de base mesurés sont la fraction volumique de l'os (BV/TV pour *bone volume/total volume*, et le BS/TV pour *bone surface/total volume*), le nombre de travées (Tb.N pour *trabecular number*), l'épaisseur des travées (Tb.Th pour *trabecular thickness*) et l'espace entre les travées (Tb.Sp pour *trabecular spacing*). Le BV/TV correspond à la proportion de pixels d'os dans l'ensemble des pixels. La méthode la plus ancienne pour mesurer les paramètres sur les images est un ensemble de lignes test parallèles ou méthode du *mean intercept length* (MIL). Pour chaque direction, une grille est posée sur la structure, et le nombre d'intersections avec l'interface entre l'os trabéculaire et la moelle est comptabilisé. Ceci permet de mesurer le BS/TV et d'en déduire directement, par l'intermédiaire des modèles (plaque ou poutre), le nombre de travées, l'épaisseur des travées et l'espace intertravées. Des méthodes plus récentes utilisées en imagerie 3D mesurent les surfaces et les volumes à partir de la juxtaposition d'éléments structurants tels que des triangles (surface) pour BS et des hexaèdres (volume) pour BV ayant des caractéristiques géométriques connues [25]. D'autres, comme Hildebrand *et al.* [26], ont utilisé comme élément structurant une sphère pour une mesure directe de l'épaisseur des travées et de l'espace intertravées. Le paramètre Tb.N dérivé de l'inverse de la distance des axes médians de la structure trabéculaire est souvent utilisé [27]. Les autres paramètres peuvent être calculés à l'aide de modèles en plaque ou en poutre à partir de ces méthodes d'évaluation directe [24]. Dans l'histoire naturelle de l'ostéoporose, alors que la DMO ne diminue que de 3 % au cours d'une année, le BV/TV et le Tb.N vont diminuer, respectivement, de 20 % et de 13 % [28].

Les analyses topologiques et d'anisotropie

Les analyses topologiques peuvent être réalisées sur des images 2D ou 3D (meilleures). La technique du nombre d'Euler développée par Feldkamp *et al.* [29] caractérise le nombre de trous dans la structure, reflète directement la connectivité. Une structure très connectée présente un nombre d'Euler très négatif. Cette méthode est très utilisée en 3D et nécessite des images d'excel-

lente qualité. Il existe une relation linéaire positive entre le nombre de connexions et le module d'élasticité de l'os trabéculaire [30].

Le *trabecular bone pattern factor* (Tb.Pf) est basé sur l'existence de surfaces concaves et reflète la connectivité. Le principe s'appuie sur la mesure de la surface osseuse et du périmètre osseux avant et après dilatation des travées. Le périmètre des structures convexes augmente et le périmètre des structures concaves diminue, ce phénomène étant accentué pour l'os ostéoporotique [31].

Le *structure model index* (SMI) est un paramètre populaire déterminé à partir des calculs de la surface osseuse et du volume osseux avant et après dilatation. Il permet de quantifier la morphologie de la structure selon qu'elle est préférentiellement formée de plaques ou de poutres (les plaques et les poutres ont un comportement différent en cas de dilatation) [32]. Une structure en plaque aura une valeur proche de 0 et une structure en poutre une valeur proche de 3. L'os jeune a plutôt une organisation plaque-poutre et au fur et à mesure des cycles de remodelage, la structure apparaît comme n'étant plus composée que de poutres [33] (Figure 2).

L'anisotropie correspond à l'organisation directionnelle préférentielle d'un matériau dans l'espace. L'os trabéculaire est typiquement un matériau anisotrope avec des propriétés mécaniques variables en fonction de la direction de la force appliquée, la résistance maximum étant parallèle au grand axe des travées. L'anisotropie architecturale est le reflet de l'anisotropie mécanique et elle est dépendante du site osseux considéré. Les travées qui disparaissent les premières dans l'ostéoporose sont celles qui subissent le moins de forces mécaniques, augmentant de fait l'anisotropie. La méthode du MIL déjà décrite est la plus couramment utilisée. À partir de vecteurs, on peut calculer une ellipse (2D) ou un ellipsoïde (3D). Le degré d'anisotropie est défini par le rapport entre l'axe le plus long et l'axe le plus court de l'ellipsoïde [34]. Il apparaît que, parmi les paramètres architecturaux, la connectivité et l'anisotropie sont les principaux déterminants de la résistance mécanique [34].

Analyse de texture

L'analyse de texture est représentée par l'analyse fractale, les analyses statistiques et un paramètre développé spécifiquement pour les images densitométriques qui ont une résolution très basse : le *trabecular bone score* (TBS). Ces analyses peuvent être faites théoriquement en 2D ou 3D.

L'analyse fractale permet de définir le paramètre D, dont il existe de nombreux estimateurs, reflet de la complexité de la structure. Les analyses statistiques sont dérivées des matrices de longueur de plages ou de co-occurrences. Le principe des matrices de longueur de plage consiste, pour un niveau de gris donné, à définir des plages de pixels adjacents de taille $n, n+1$ dans une direction donnée, et secondairement à calculer des paramètres statistiques à partir de l'histogramme de répartition des plages [35]. Les matrices de co-occurrences caractérisent la probabilité conjointe d'apparition d'un couple de niveaux de gris séparés par une certaine distance et dans une certaine direction [36]. De nombreux paramètres statistiques peuvent être calculés, ce qui rend parfois l'analyse et l'interprétation des résultats difficiles. Ces paramètres étant



Figure 2. Exemple de plaques (A) et de poutres (B) sur une reconstruction 3D de tête de fémur en microCT (résolution 10 µm).

très reliés entre eux, il est important de déterminer quels sont ceux qui sont les plus pertinents pour décrire les altérations du tissu osseux. Il semble également que les résultats sont très dépendants du type d'image et de la zone osseuse analysée. Les paramètres de texture sont un reflet indirect de la microarchitecture 3D dérivée des paramètres morphologiques [37].

Le TBS est une méthode originale qui a été développée spécifiquement pour caractériser la texture osseuse à partir des images de DXA rachidienne. Sa valeur prédictive des fractures, indépendamment de la DMO [9], a été démontrée dans une étude prospective. Le TBS est la mesure du taux moyen des variations locales des niveaux de gris par unité de distance. Il tient compte des variations de niveaux de gris dans l'image mais pas de leur niveau global qui lui dépend directement de la DMO. Par définition, une valeur basse qui correspond à une texture à large maille est évocatrice d'ostéoporose. Ce paramètre est relié à la fraction volumique, à l'épaisseur des travées et à la connectivité [10].

Conclusion

Avec les nouvelles techniques d'imagerie à l'échelle microscopique, il est possible d'effectuer des analyses tridimensionnelles qui permettront de mieux comprendre la physiologie, la physiopathologie et la physiopharmacologie de la microstructure osseuse, et de valider l'efficacité des nouveaux traitements.

Parallèlement se développent *in vivo* des techniques telles que des radiographies haute résolution, le scanner haute résolution et l'IRM qui permettent l'évaluation de la microstructure osseuse à des résolutions proches de la taille des travées. Une méthode comme le TBS a l'avantage d'utiliser la DXA largement utilisée pour le dépistage de l'ostéoporose. Ces méthodes permettront à terme de mieux dépister les sujets à risque de fractures ostéoporotiques et de suivre l'efficacité d'un traitement. ♦

SUMMARY

Microarchitecture assessment of human trabecular bone: description of methods

Trabecular bone microarchitecture changes in relation to mechanical stress, effects of age, osteoporosis and anti-osteoporotic drugs. *In vivo*, these anomalies can be evaluated using textural parameters on high resolution radiographs and images of DXA. It is possible to extract morphological and topological parameters: apparent on MRI images and 3D with a dedicated device called High resolution peripheral quantitative computed tomography (HR-pQCT) with a resolution close to the size of the trabeculae. *In vitro*, it is possible to obtain on bone samples a 2D analysis by histomorphometry and a 3D analysis from 10 μm images obtained by synchrotron radiation or conventional micro-CT. ♦

LIENS D'INTÉRÊT

L'auteur déclare n'avoir aucun lien d'intérêt concernant les données publiées dans cet article.

RÉFÉRENCES

- Christiansen C. Consensus development conference: diagnosis, prophylaxis and treatment of osteoporosis. *Am J Med* 1993; 94 : 464-650.
- Ott SM, Kilcoyne RF, Chesnut CH 3rd. Ability of four different techniques of measuring bone mass to diagnose vertebral fractures in postmenopausal women. *J Bone Miner Res* 1987; 2 : 201-10.
- Schuit SC, van der Klift M, Weel AE, et al. Fracture incidence and association with bone mineral density in elderly men and women: the Rotterdam Study. *Bone* 2004; 34 : 195-202.
- Black DM, Thompson DE, Bauer DC, et al. Fracture risk reduction with alendronate in women with osteoporosis: the fracture intervention trial. *FIT Research Group. J Clin Endocrinol Metab* 2000; 85 : 4118-24.
- Benhamou CL, Lespessailles E, Jacquet G, et al. Fractal organization of trabecular bone images on calcaneus radiographs. *J Bone Miner Res* 1994; 9 : 1909-18.
- Geraets WGM, Van der Stelt PF, Lips P, et al. Orientation of the trabecular pattern of the distal radius around the menopause. *J Biomech* 1997; 30 : 363-70.
- Lespessailles E, Gadois C, Lemineur G, et al. Bone texture analysis on direct digital radiographic images: precision study and relationship with bone mineral density at the os calcis. *Calcif Tissue Int* 2007; 80 : 97-102.
- Vokes T, Lauderdale D, Ma SL, et al. Radiographic texture analysis of densitometric calcaneal images: relationship to clinical characteristics and to bone fragility. *J Bone Miner Res* 2010; 25 : 56-63.
- Hans D, Goertzen AL, Krieg MA, et al. Bone microarchitecture assessed by TBS predicts osteoporotic fractures independent of bone density: the Manitoba study. *J Bone Miner Res* 2011; 26 : 2762-9.
- Hans D, Barthe N, Boutroy S, et al. Correlations between trabecular bone score, measured using anteroposterior dual-energy X-ray absorptiometry acquisition, and 3-dimensional parameters of bone microarchitecture: an experimental study on human cadaver vertebrae. *J Clin Densitom* 2011; 14 : 302-12.
- Boutroy S, Bouxsein ML, Munoz F, et al. *In vivo* assessment of trabecular bone microarchitecture by high-resolution peripheral quantitative computed tomography. *J Clin Endocrinol Metab* 2005; 90 : 6508-15.
- Patsch JM, Burghardt AJ, Kazakia G, Majumdar S. Noninvasive imaging of bone microarchitecture. *Ann NY Acad Sci* 2011; 1240 : 77-87.
- Kazakia GJ, Majumdar S. New imaging technologies in the diagnosis of osteoporosis. *Rev Endocr Metab Disord* 2006; 7 : 67-74.
- Banerjee S, Han ET, Krug R, et al. Application of refocused steady-state free-precession methods at 1.5 and 3 T to *in vivo* high-resolution MRI of trabecular bone: simulations and experiments. *J Magn Reson Imaging* 2005; 21 : 818-25.
- Krug R, Carballido-Gamio J, Banerjee S, et al. *In vivo* bone and cartilage MRI using fully-balanced steady-state free-precession at 7 tesla. *Magn Reson Med* 2007; 58 : 1294-8.
- Peyrin F, Muller C, Carillon Y, et al. Synchrotron radiation microCT: a reference tool for the characterization of bone samples. *Adv Exp Med Biol* 2001; 496 : 129-42.
- Chappard C, Peyrin F, Bonnassie A, et al. Subchondral bone micro architectural alterations in osteoarthritis: a synchrotron micro computed tomography study. *Osteoarth Cartilage* 2006; 14 : 215-23.
- Nuzzo S, Lafage-Proust MH, Martin-Badosa E, et al. Synchrotron radiation microtomography allows the analysis of three-dimensional microarchitecture and degree of mineralization of human iliac crest biopsy specimens: effects of etidronate treatment. *J Bone Miner Res* 2002; 17 : 1372-82.
- Chappard C, Basillais A, Benhamou CL, et al. Assessment of trabecular bone microarchitecture from synchrotron radiation and conventional X-ray micro computed tomography: a comparative study on human femoral heads. *Med Phys* 2006; 33 : 3568-77.
- Muller R, Van Campenhout H, Van Damme B, et al. Morphometric analysis of human bone biopsies: a quantitative structural comparison of histological sections and micro computed tomography. *Bone* 1998; 23 : 59-66.
- Akhter MP, Lappe JM, Davies KM, Recker RR. Transmenopausal changes in the trabecular bone structure. *Bone* 2007; 41 : 111-6.
- Recker R, Masarachia P, Santora A, et al. Trabecular bone microarchitecture after alendronate treatment of osteoporotic women. *Curr Med Res Opin* 2005; 21 : 85-94.
- Hopper TA, Meder R, Pope JM. Comparison of high-resolution MRI, optical microscopy and SEM for quantitation of trabecular architecture in the rat femur. *Magn Reson Imaging* 2004; 22 : 953-61.
- Parfitt AM, Drezner MK, Glorieux FH, et al. Bone histomorphometry: standardization of nomenclature, symbols, and units. Report of the ASBMR histomorphometry nomenclature committee. *J Bone Miner Res* 1987; 2 : 595-610.
- Lorensen WE, Cline HE Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm. *Computer graphics* 1987; 21 : 7-12.
- Hildebrand T, Ruegsegger P. A new method for the model independent assessment of thickness in three dimensional images. *J Microscop* 1997; 185 : 67-75.
- Ulrich D, van Rietbergen B, Laib A, et al. The ability of three-dimensional structural indices to reflect mechanical aspects of trabecular bone. *Bone* 1999; 25 : 55-60.
- Dufresne TE, Chmielewski PA, Manhart MD, et al. Risedronate preserves bone architecture in early postmenopausal women in 1 year as measured by three-dimensional microcomputed tomography. *Calcif Tissue Int* 2003; 73 : 423-32.
- Feldkamp LA, Goldstein SA, Parfitt AM, et al. The direct examination of three-dimensional bone architecture *in vitro* by computed tomography. *J Bone Miner Res* 1989; 4 : 3-11.
- Kinney JH, Ladd AJ. The relationship between three-dimensional connectivity and the elastic properties of trabecular bone. *J Bone Miner Res* 1998; 13 : 839-45.
- Hahn M, Vogel M, Pompesius-Kempa M, Delling G. Trabecular bone pattern factor—a new parameter for simple quantification of bone microarchitecture. *Bone* 1992; 13 : 327-30.
- Hildebrand T, Ruegsegger P. Quantification of bone microarchitecture with the structure model index. *Comp Meth Biochem Biomed Eng* 1997; 1 : 15-23.
- Ding M, Hvid I. Quantification of age-related changes in the structure model type and trabecular thickness of human tibial cancellous bone. *Bone* 2000; 26 : 291-5.
- Odgaard A. Three dimensional methods for quantification of cancellous bone architecture. *Bone* 1997; 20 : 315-28.
- Haralick RM, K Shanmugam K, I Dinstein. Textural Features for Image Classification. *IEEE Trans Syst Man Cybern* 1973; 6 : 610-21.
- Durand E, Ruegsegger P. Cancellous bone structure: Analysis of high-resolution CT images with the run-length method. *J Comp Ass Tomog* 1991; 15 : 133-9.
- Ranjanomennahary P, Ghalila SS, Malouche D, et al. Comparison of radiograph-based texture analysis and bone mineral density with three-dimensional microarchitecture of trabecular bone. *Med Phys* 2011; 38 : 420-8.

TIRÉS À PART

C. Chappard