



# Análisis morfológico, biomecánico y textural de imágenes de densitómetro central DEXA como complemento diagnóstico de la osteoporosis

## *Morphological, textural and biomechanical analysis of central DXA images as a diagnostic complement of osteoporosis*

Caeiro Rey J.R.<sup>1</sup>, Dapía Robleda S.<sup>2</sup>, del Río Barquero L.<sup>3</sup>, Carpintero Benítez P.<sup>4</sup>, Esteban Jódar Gimeno J.<sup>5</sup>, Muñiz García G.<sup>6</sup>

- <sup>1</sup> Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica  
Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela  
<sup>2</sup> Trabeculae, Empresa de Base Tecnológica S. L. Parque Tecnológico de Galicia. Ourense  
<sup>3</sup> Cetir Centre Mèdic. Barcelona  
<sup>4</sup> Facultad de Medicina. Universidad de Córdoba  
Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica  
Hospital Reina Sofía de Córdoba  
<sup>5</sup> Servicio de Endocrinología  
Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid  
<sup>6</sup> Centro Médico El Carmen. Ourense

### RESUMEN

**Objetivo:** analizar asistido por ordenador, imágenes densitométricas digitalizadas de cadera mediante DEXA, para determinar su utilidad en el análisis textural óptico-fractal del hueso, y diferenciar poblaciones con densidad mineral ósea (DMO) de rango normal, osteopénico u osteoporótico. Una única prueba diagnóstica, obtendría además de la DMO, otros parámetros relacionados con la estructura y resistencia ósea.

**Material y método:** se seleccionaron imágenes densitométricas DEXA de cadera de 18 pacientes con DMO en rango normal, 16 pacientes osteopénicos y otros 16 pacientes osteoporóticos, efectuando sobre ellas un análisis morfológico, biomecánico y textural-fractal mediante el programa informático Q-Bone®.

**Resultados:** Las variables morfológicas y biomecánicas analizadas proporcionan una información complementaria y discriminadora entre los referidos grupos. Sin embargo, el análisis textural fractal uni o multidireccional aportó escasa información adicional, aunque asociado a variables ópticas (densidad lumínica) permitió una mayor capacidad de diferenciación entre grupos de pacientes con DMO en rango normal y patológico.

**Palabras claves:**

Osteoporosis, DEXA, morfología, biomecánica, textura, fractales.

### ABSTRACT

**Objective:** the computational analysis of digitized hip densitometric DXA images to determining if this type of images are useful for the optical-fractal textural analysis of bone, and, to differentiate better among populations with normal, osteopenic or osteoporotic bone mineral density (BMD) levels.

**Material and methods:** DXA densitometric hip images of 18 patients with normal BMD, 16 patients with osteopenic BMD levels and 16 patients with osteoporotic BMD levels were selected. Morphological, biomechanical and textural-fractal analyses of these images were carried out by means of Q-Bone® software.

**Results:** the analyzed morphological and biomechanical variables give complementary and discriminating information between the referred groups. Nevertheless, the unidirectional and multidirectional fractal textural analysis give only a little additional information, although when associated to optical variables (luminic density) seem to add a greater capacity of differentiation between groups of patients with normal and pathological BMD.

**Key words:**

Osteoporosis, DXA, morphology, biomechanic, textural, fractals.

Patología del Aparato Locomotor, 2007; 5 (1): 55-67

**Correspondencia:**

S. Dapía Robleda. Trabeculae, Empresa de Base Tecnológica S. L.  
Parque Tecnológico de Galicia. Edificio CEI 39  
32900 San Cibrao das Viñas. Ourense.

Beca de investigación de FUNDACIÓN MAPFRE.



## INTRODUCCIÓN

La resistencia del hueso depende de la integración de dos variables, la cantidad y la calidad ósea (1). Mientras que la cantidad está relacionada directamente con la densidad mineral ósea (DMO), la calidad del mismo depende tanto de la estructura como de la composición material del tejido óseo (2).

La absorciometría por rayos X de doble energía (DEXA) está considerada como la técnica ideal para la evaluación de la DMO, pero son precisas diferentes técnicas de imagen y métodos de análisis para evaluar los distintos parámetros que determinan la calidad estructural y material del hueso (3).

Algunos de los factores determinantes de la calidad ósea pueden ser evaluados mediante el análisis asistido por computador de la imagen radiográfica digitalizada. Esta técnica, además de proporcionar una radiogrametría comparable a DEXA, permite realizar un análisis no invasivo de la estructura ósea mediante técnicas de análisis de textura (4-12).

Las técnicas de radiogrametría digitalizada sobre imágenes radiográficas o densitométricas también permiten estudiar diferentes variables morfológicas (longitud, grosor, ángulos de ejes mecánicos, áreas de secciones, etc.) y biomecánicas (momento de flexión, de inercia, etc.) implicadas en la resistencia ósea (13-19).

Las técnicas de análisis textural de la imagen ósea, ya sean sobre radiología convencional digitalizada, macrorradiografía o tomografía axial computerizada, están basadas, en la mayoría de los casos, en la matemática fractal, ya que el hueso trabecular presenta las características propias de este tipo de estructuras (3-8).

Son escasos los trabajos que aplican este tipo de procedimientos a la DEXA. Wilkie et al. han llevado a cabo un análisis de textura ósea a partir de imágenes de densitómetro periférico (20), comparando sus resultados con los obtenidos de un análisis textural sobre radiografías convencionales digitalizadas. Demuestran la existencia de una alta correlación entre ambas técnicas con independencia del algoritmo matemático empleado en el análisis textural. Para ellos, el principal beneficio de este tipo de análisis radicaría en poder

obtener conjuntamente una medida de la DMO y una aproximación cuantitativa a la estructura ósea a partir de una imagen densitométrica digitalizada (20).

Basándonos en estos criterios, nuestro objetivo es analizar, asistidos por computador, imágenes densitométricas digitalizadas de la cadera obtenidas mediante DEXA, con el doble fin de determinar si este tipo de imágenes resultan útiles o no para el análisis textural óptico-fractal del hueso, y, de serlo, si asociado al estudio morfológico-biomecánico de la cadera diferencian mejor las poblaciones con DMO de rango normal, osteopénico u osteoporótico.

## MATERIAL Y MÉTODOS

En el estudio se incluyeron 50 personas de ambos sexos a los que se les había realizado una DEXA previamente y no presentaban ninguno de los siguientes criterios de exclusión:

- Haber recibido tratamiento previo para la osteoporosis (se aceptaba calcio y vitamina D).
- Presentar concomitantemente alguna otra patología relacionada con el metabolismo óseo-mineral.

A todos ellos se les solicitó el consentimiento informado, según modelo estandarizado, siguiendo la normativa del Comité Ético de Investigación Clínica (CEIC).

De acuerdo con los criterios densitométricos de la OMS (21), los pacientes fueron divididos en tres subgrupos: DMO en rango normal, osteopénico y osteoporótico.

Además de los resultados densitométricos, se recogieron variables individuales como fueron la edad, sexo, talla, peso e índice de masa corporal (IMC).

Dependiendo de su IMC, los pacientes se clasificaron en bajo peso (<18.5), normal (18.5-24.9), sobrepeso (25.0-29.9), obesidad grado 1 (30.0-34.9), obesidad grado 2 (35-39.9) y obesidad grado 3 (>40) (22).

Los valores del contenido mineral óseo (CMO), de la DMO y las imágenes representativas de la densitometría de la cadera derecha se obtuvieron mediante un mismo densitómetro (General Electric-Lunar Prodigy 1), en condiciones estándar y bajo un mismo operador (LDRB). Para el estudio

se utilizaron los datos densitométricos correspondientes al cuello femoral total, expresándose su valor en g y g/cm<sup>2</sup>, respectivamente.

Para el establecimiento de los subgrupos de estudio (DMO en rango normal, osteopénico y osteoporótico) se utilizó el valor de la T-Score de la DEXA (21).

La mayoría de los pacientes fueron mujeres (84.0%), 14 con DMO en rango normal, 15 con DMO en rango osteopénico y 13 con DMO en rango osteoporótico. Los varones (16.0%) se repartían 4 en el grupo de pacientes con DMO en rango normal, 1 en el grupo de pacientes con osteopenia y 3 en el grupo de pacientes con osteoporosis.

Para la evaluación de las variables morfológicas y biomecánicas de la cadera se empleó el software Q-Bone® (Trabeculae, Empresa de Base Tecnológica S. L., Ourense, España).

Una vez indicado en la imagen de la DEXA el centro de la cabeza femoral, el eje anatómico del cuello femoral y el eje anatómico diafisario del fémur, se obtuvieron de forma semiautomática las siguientes variables morfológico-estructurales de la cadera:

- En el plano de la imagen del cuello femoral: longitud del eje de la cadera (LEC), diámetro externo del cuello femoral ( $DE_{CF}$ ), diámetro interno del cuello femoral ( $DI_{CF}$ ) y grosor cortical medio planar de la región a estudio del cuello femoral ( $GC_p$ ) (Figura 1).

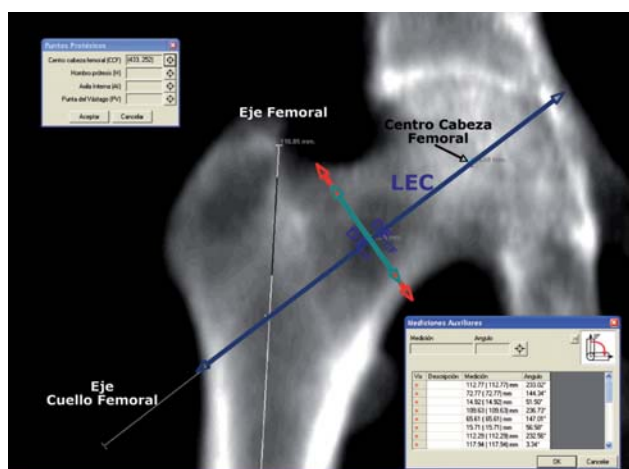


Fig. 1. Q-Bone®: Determinación de las variables morfológicas y biomecánicas a partir de imagen de DEXA femoral.

- En la sección transversal del cuello femoral: área de sección transversal (AST), centro de masas ( $x_c$ ) y grosor cortical transversal de la región a estudio del cuello femoral ( $GC_t$ ).

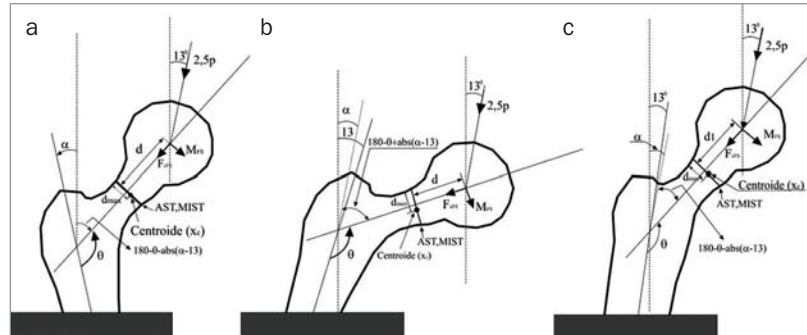
El AST se calculó para la sección transversal donde el momento de inercia de la sección transversal (MIST) era mínimo.

Las variables biomecánicas determinadas en el presente estudio fueron el MIST, el módulo de la sección (MS), la relación de deformación (buckling ratio o BR), el factor de seguridad (FS) y el índice de caída (IC).

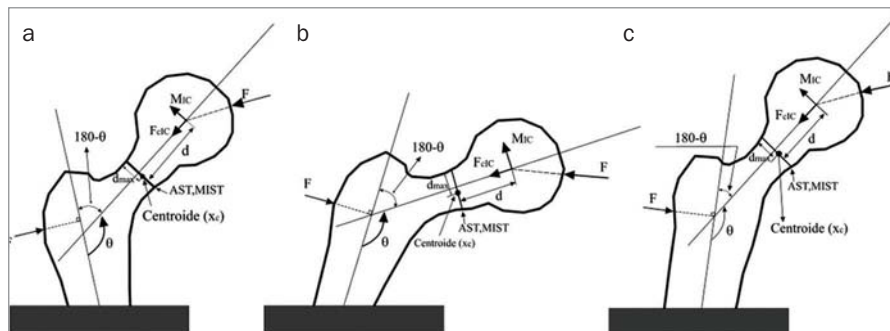
El MIST mínimo es una medida del cambio en la capacidad de carga de la cadera. El módulo de la sección (MS), medida de la resistencia a la flexión de la sección transversal (23), se calculó en la sección en la que el MIST era mínimo. La BR evalúa el grado de deformación de la cadera con la carga, y se define como la relación entre ( $d_{max}$ , distancia mayor entre  $x_c$  a los márgenes exteriores laterales) y el  $GC_t$  en la sección de MIST mínimo.

Tanto el FS como el IC son índices que permiten estimar el riesgo de fractura del cuello femoral, ya que simulan la tensión generada bien en posición erecta o durante una caída sobre el trocánter mayor, empleando para ello la edad, el peso, la altura del paciente y variables derivadas de la estructura geométrica del cuello femoral (13). El FS se define como la resistencia ósea a la fractura frente a las fuerzas generadas durante el movimiento en monopodestación. En esta posición, la fuerza estimada que se ejerce sobre la cabeza femoral es 2.5 veces el peso del cuerpo en una dirección 13° con respecto a la vertical (13) (Figura 2a). El IC se define como el índice de resistencia del cuello femoral a la fractura cuando se genera una fuerza sobre el trocánter mayor durante una caída (Figura 3a) y viene expresada por la relación entre la fuerza de compresión en el punto de vencimiento y la tensión de compresión.

Debido a la influencia que la morfología tiene sobre estos índices y a que las imágenes DEXA de la cadera se obtienen con el paciente en decúbito supino con la articulación en descarga, se ha modificado la fórmula original de Yoshikawa et al. (13) para estos dos índices, efectuando el cálculo del momento de flexión y de la fuerza de compresión de la fórmula original en función



**Fig. 2.** Diagrama de la región femoral para el cálculo del FS: (a) Posicionamiento normal, (b) Posicionamiento inclinado, (c) Distinto tipo de morfología femoral.



**Fig. 3.** Diagrama de la región femoral para el cálculo de IC: (a) Posicionamiento normal, (b) Posicionamiento inclinado, (c) Distinto tipo de morfología femoral.

del ángulo cérvico-diafisario (Figuras 2b, 2c y 3b, 3c).

El análisis de textura del hueso trabecular de la región del cuello femoral también se efectuó mediante el software Q-Bone®, que emplea algoritmos fractales para la realización de dicho procedimiento.

Seleccionado el centro de la cabeza femoral y marcado el eje anatómico del cuello femoral y el eje anatómico de la diáfisis del fémur, el punto medio del segmento formado entre el centro de la cabeza femoral y la intersección del eje anatómico del cuello con el eje anatómico de la diáfisis del fémur se corresponde con la región a estudio del cuello femoral. En dicho punto se centra un cuadrado de  $\approx 0.40 \text{ cm}^2$  para determinar la región de interés (ROI) para el análisis textural-fractal (Figura 4).

Para la determinación de la dimensión fractal en 2D ( $DF_{2D}$ ) el programa informático emplea el método de *box-counting* a partir de la imagen bi-

narizada, con un tamaño de cuadrícula entre 2 y 64 pixels (24). Para el cálculo de la dimensión fractal en 3D ( $DF_{3D}$ ) utiliza la versión de Caldwell et al. del algoritmo de box-counting para 3D con un tamaño de cuadrícula entre 2 y 128 pixels (25). Los índices óptico-fractales empleados (índice de resistencia a la compresión (IRC) y el índice de densidad de bloque (IDB)) son el resultado de combinaciones lineales entre las variables densitométricas y texturales de la imagen, que han demostrado estar relacionados con propiedades biomecánicas óseas (26).

El grado de iso-anisotropía de la imagen densitométrica del cuello femoral se evaluó mediante análisis fractal multidireccional en 3D, análisis que permite analizar los patrones de textura de la imagen en 36 diferentes direcciones de rotación, es decir cada  $10^\circ$  de arco (27). El valor de anisotropía de la imagen se expresa como la media de los referidos 36 valores de  $DF_{3D}$ , representándose mediante una gráfica polar que reco-

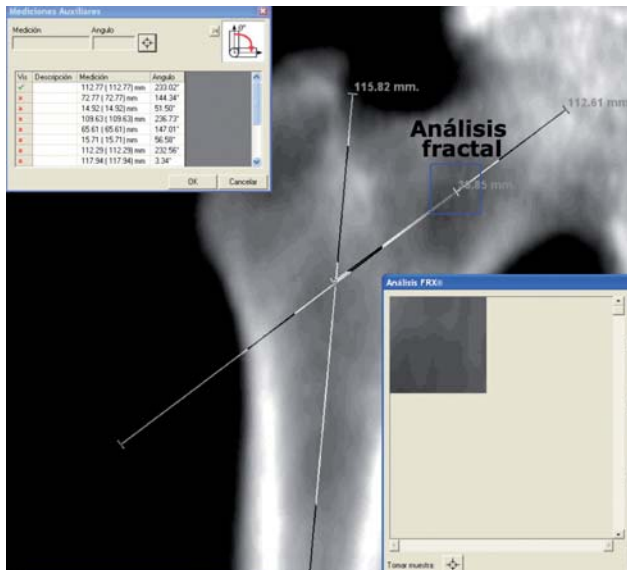


Fig. 4. Q-Bone®: Selección de la región de interés del cuello femoral para el análisis de variables texturales.

ge la distribución de dichos valores según el grado de rotación.

A partir de este análisis fractal multidireccional en 3D, y mediante la realización de una transformada de Fourier en variables discretas (TF), se obtuvieron los coeficientes de iso-anisotropía ( $C_m$ ,  $C_0$ ,  $C_2$ ,  $C_4$ ) de la imagen. Los coeficientes  $C_m$  definen el contorno del diagrama polar.  $C_0$  es el radio del cuadrado más pequeño inscrito en el círculo generado por los resultados. Los coeficientes con subíndice impar son iguales a cero debido a la simetría intrínseca del diagrama polar.  $C_2$  define la elipse más pequeña dentro del cuadrado, mientras que  $C_4$  representa la desviación de la forma polar generada con respecto al cuadrado «squareness».

Además de los coeficientes  $C_m$ ,  $C_0$ ,  $C_2$  y  $C_4$ , para el estudio del grado de iso-anisotropía de la imagen se emplearon otras dos relaciones distintas, denominadas grado de anisotropía (GAN) e índice de anisotropía (IAN) (27).

Los datos recogidos de los pacientes y del estudio experimental se introdujeron en una base de datos de texto, la cual fue exportada posteriormente al paquete estadístico SPSS 13.0 (SPSS Inc. Chicago).

Se llevó a cabo un estudio descriptivo habitual para las variables cuantitativas. La comparación de

medias se llevó a cabo mediante análisis de la varianza de un solo factor (ANOVA) y cuando no se cumplieron los criterios de normalidad la H de Kruskal-Wallis. El análisis de sensibilidad y especificidad de las variables se estableció mediante el modelo ROC (Receiver Operating Characteristics).

El nivel de significación estadística se determinó en valores de  $p < 0.05$  para todas las variables analizadas.

## RESULTADOS

La edad media de los pacientes analizados fue de 55 años para el grupo con DMO en rango normal, 63 años para el grupo osteopénico y 65 años para los pacientes con osteoporosis. Mediante ANOVA con test post-hoc se comprobó que existían diferencias significativas en relación con la edad ( $p = 0.027$ ) entre los grupos de pacientes con DMO en rango normal y osteoporótico, no hallándose diferencias significativas entre el grupo normal y el osteopénico ( $p = 0.087$ ) ni entre el grupo osteopénico y el osteoporótico ( $p = 0.878$ ).

Los resultados según el valor del IMC, tanto para mujeres como para hombres, se muestran en la Tabla 1. Sin que las diferencias lleguen a ser significativas, a medida que disminuye el valor de la DMO en el cuello femoral (de normal hasta osteoporótico) disminuye el porcentaje de obesos y aumenta el porcentaje de pacientes con bajo peso, constatándose, que únicamente en el grupo osteoporótico aparecen pacientes de este tipo (6.3%).

En cuanto a las variables densitométricas, la DMO media en el cuello femoral fue de  $0.98 \pm 0.07$  g/cm<sup>2</sup> para el grupo normal,  $0.78 \pm 0.05$  g/cm<sup>2</sup> pa-

TABLA 1. Clasificación de pacientes según el IMC

	Grupo Normal	Grupo Osteopénico	Grupo Osteoporótico
Bajo Peso	0.0%	0.0%	6.3%
Normal	22.2%	43.7%	37.5%
Sobrepeso	50.0%	37.5%	50.0%
Obesidad grado 1	27.6%	18.8%	6.3%
Obesidad grado 2	0.0%	0.0%	0.0%
Obesidad grado 3	0.0%	0.0%	0.0%



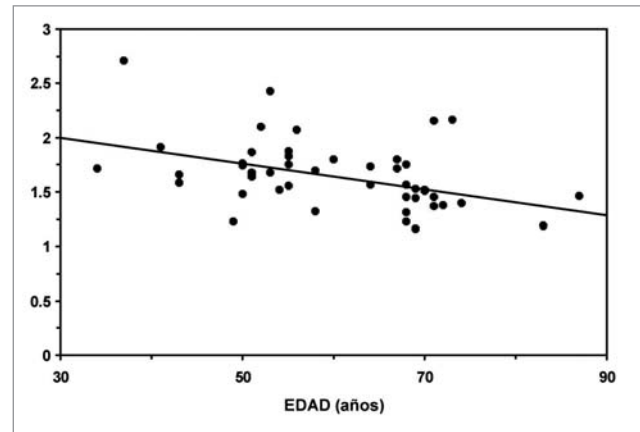
ra el grupo osteopénico y  $0.67 \pm 0.10 \text{ g/cm}^2$  para el grupo osteoporótico. Para la variable CMO en cuello femoral los resultados obtenidos fueron  $4.63 \pm 0.53 \text{ g}$ ,  $3.83 \pm 0.39 \text{ g}$  y  $3.30 \pm 0.58 \text{ g}$ , respectivamente.

A medida que aumentaba la edad, la DMO y la CMO en cuello femoral disminuía linealmente y de forma significativa ( $r = -0.397$ ,  $p = 0.006$ ;  $r = -0.473$ ,  $p = 0.001$ , respectivamente). Sin embargo, comparando DMO y CMO en cuello femoral con la edad para cada uno de los grupos de pacientes no se encontró correlación lineal significativa en ninguno de los casos.

En la Tabla 2 se recogen los resultados obtenidos para las variables morfológico-estructurales según los distintos grupos, tanto en el plano de la imagen (LEC,  $DE_{CF}$ ,  $DI_{CF}$  y  $GC_p$ ), como en el de la sección transversal del cuello femoral (AST,  $x_c$  y  $GC_t$ ), así como los resultados para las variables biomecánicas determinadas en el presente estudio (MIST, MS, BR, FS e IC).

**TABLA 2. Valores medios de las variables morfológico-estructurales, biomecánicas y texturales para los distintos grupos de pacientes**

	Normal $x \pm DS$	Osteopenia $x \pm DS$	Osteoporosis $x \pm DS$
LEC	$7.85 \pm 0.35$	$7.92 \pm 0.58$	$7.84 \pm 0.48$
DECF	$2.54 \pm 0.91$	$2.46 \pm 0.22$	$2.52 \pm 0.29$
DICF	$1.96 \pm 0.19$	$1.90 \pm 0.21$	$2.02 \pm 0.28$
$GC_p$	$0.28 \pm 0.05$	$0.28 \pm 0.06$	$0.25 \pm 0.03$
AST	$1.80 \pm 0.25$	$1.56 \pm 0.26$	$1.59 \pm 0.38$
$x_c$	$1.57 \pm 0.15$	$1.75 \pm 0.12$	$1.68 \pm 0.27$
$GC_t$	$0.12 \pm 0.01$	$0.10 \pm 0.01$	$0.10 \pm 0.02$
MIST	$1.14 \pm 0.40$	$1.12 \pm 0.32$	$1.13 \pm 0.61$
MS	$0.71 \pm 0.19$	$0.63 \pm 0.16$	$0.65 \pm 0.25$
BR	$13.2 \pm 2.1$	$18.5 \pm 2.8$	$16.7 \pm 4.4$
FS	$2.88 \pm 0.71$	$2.23 \pm 0.80$	$2.46 \pm 0.99$
IC	$1.42 \pm 0.55$	$0.95 \pm 0.37$	$1.08 \pm 0.49$
DF2D	$1.67 \pm 0.07$	$1.68 \pm 0.08$	$1.70 \pm 0.07$
DF3D	$2.77 \pm 0.08$	$2.74 \pm 0.10$	$2.76 \pm 0.08$
CO	$0.78 \pm 0.09$	$0.76 \pm 0.10$	$0.77 \pm 0.08$
C2	$0.006 \pm 0.005$	$0.004 \pm 0.002$	$0.004 \pm 0.002$
C4	$0.12 \pm 0.04$	$0.10 \pm 0.03$	$0.12 \pm 0.03$



**Fig. 5.** Relación existente entre el AST y la edad para todos los pacientes.

Si se comparan las variables morfológico-estructurales en el plano de la imagen de los distintos grupos de pacientes con la DMO o con la CMO, no se obtiene ninguna correlación significativa. Sin embargo, existe una débil correlación entre DECF, DICF y la edad ( $r = -0.361$ ,  $p = 0.014$ ;  $r = -0.317$ ,  $p = 0.032$ , respectivamente).

En lo que respecta a la primera de las variables morfológico-estructurales de la sección transversal del cuello femoral, el área de sección transversal (AST), los resultados estadísticos encontrados indican sin embargo la existencia de diferencias significativas entre los distintos grupos de pacientes ( $\chi^2 = 8.790$ ,  $p = 0.012$ ). Y al compararla con la edad de los pacientes se obtuvo una correlación lineal significativa negativa entre ellas ( $r = -0.485$ ,  $p = 0.002$ ), indicando que a medida que aumenta la edad de los pacientes disminuye el área de la sección transversal en la que MIST es mínimo (Figura 5). Sin embargo, con respecto a la DMO o la CMO no se encuentra ningún tipo de correlación lineal con la AST.

También la variable centro de masas ( $x_c$ ) presenta diferencias significativas entre los distintos grupos de pacientes ( $\chi^2 = 7.9503$ ,  $p = 0.019$ ). Sin embargo, al igual que la variable AST, no se encuentra ningún tipo de correlación lineal entre ella y la DMO o la CMO del cuello femoral. Pero, si para lograr una comparación más precisa de los valores de la variable  $x_c$  en todos los pacientes se normaliza esta variable (dividiendo para ello su valor por el del grosor del cuello femo-



ral ( $w$ ), obteniendo así la variable  $x_c/w$  al compararla mediante el test de Kruskal-Wallis para los distintos tipos de pacientes se obtiene que  $x_c/w$  es más significativa que  $x_c$  ( $\chi^2=12.329$ ,  $p=0.002$ ). Además, si se relaciona con las variables densitométricas se obtiene que la variable  $x_c/w$  está correlacionada de forma lineal y significativa con la DMO y la CMO ( $r=-0.593$ ,  $p=0.010$ ,  $r=-0.587$ ,  $p=0.010$ , respectivamente). No se encontró ningún tipo de correlación lineal entre esta variable y la edad.

Para comparar el valor del grosor cortical transversal ( $GC_t$ ) de cada uno de los grupos de pacientes se empleó un análisis ANOVA con comparaciones post-hoc. Se observó que existían diferencias significativas entre los tres grupos de pacientes ( $F=12.484$ ,  $p=0.000$ ) y más concretamente entre el grupo normal y el osteopénico ( $p=0.000$ ) y el grupo normal y el osteoporótico ( $p=0.005$ ) con un  $GC_t$  0.2 mm mayor para el grupo normal con respecto a los otros dos grupos. Como se puede observar en la Tabla 2, no existe variación de la variable  $GC_t$  entre el grupo osteopénico y el grupo osteoporótico.

En el análisis estadístico de las variables biomecánicas se obtiene que para el caso de la variable MIST mínima no existen diferencias significativas para los tres grupos de pacientes, ni tampoco con respecto a la DMO ni a la CMO. Sin embargo, se encuentra cierta correlación lineal negativa significativa con respecto a la edad ( $r=-0.355$ ,  $p=0.015$ ). Si se analiza cada grupo de pacientes por separado con la edad, entonces se observa que existe una correlación altamente significativa de carácter negativo para el grupo osteoporótico ( $r=-0.819$ ,  $p=0.001$ ), al igual que ocurre para la variable AST.

Con respecto a MS, es importante reseñar que el valor de la variable  $d_{max}$ , necesaria para el cálculo directo de MS, fue igual a  $x_c$  para todos los pacientes analizados independientemente del grupo al que estaban asociados.

Dicha variable, calculada en la sección donde el MIST es mínimo, está linealmente correlacionada y de forma significativa con la edad ( $r=0.402$ ,  $p=0.003$ ). Si se selecciona solamente a los pacientes con osteoporosis, dicha correlación entre variables aumenta en gran medida ( $r=0.858$ ,  $p=0.000$ ). Sin embargo, no se ha encon-

trado correlación significativa entre MS y los distintos grupos de pacientes, ni entre MS y la DMO o la CMO.

La variable BR, medida de la inestabilidad cortical, presenta una alta correlación para los distintos grupos de pacientes ( $\chi^2=20.566$ ,  $p=0.000$ ), aumentado su valor en el grupo osteopénico y osteoporótico, con respecto al grupo normal (Tabla 2). Sin embargo, no se encuentra ningún tipo de correlación entre dicha variable y la edad, como ya ha ocurrido con otras variables biomecánicas analizadas dentro del grupo de pacientes osteoporóticos. Si se correlaciona BR con DMO y CMO se obtiene una cierta correlación lineal negativa altamente significativa con la DMO ( $r=-0.398$ ,  $p=0.006$ ) y ninguna con la CMO ( $r=-0.253$ ,  $p=0.089$ ).

En cuanto a las variables FS e IC se demostró, tal y como era de esperar, una alta correlación entre los valores de ambas variables y todos los pacientes ( $r=0.767$ ,  $p=0.000$ ). Si se analiza dicha correlación para cada uno de los diferentes grupos de pacientes se obtiene una mayor correlación para el grupo osteoporótico, seguido del grupo normal y del grupo osteopénico ( $r=0.857$ ,  $p=0.000$ ;  $r=0.766$ ,  $p=0.000$ ;  $r=0.606$ ,  $p=0.017$ , respectivamente).

FS e IC decrecen de forma lineal y significativa con la edad, obteniéndose valores de  $r$  y de  $p$  muy semejantes ( $r=-0.410$ ,  $p=0.004$  y  $r=-0.423$ ,  $p=0.003$ , respectivamente), aunque hay que tener en cuenta que la variable edad se emplea para el cálculo de ambos índices y, por lo tanto, no son variables independientes. Sin embargo, las variables fuerza de tensión ( $\sigma_t$ ) y fuerza de compresión ( $\sigma_c$ ), calculadas en la superficie superior del cuello, son independientes de la variable edad y se pueden utilizar para evaluar los cambios que se producen en la carga soportada con independencia de la variable edad. Para la variable  $\sigma_t$  se obtuvo una cierta correlación lineal ( $r=0.385$ ,  $p=0.008$ ). Analizando dicha variable por grupos de pacientes se observó que solamente en el grupo de pacientes con osteoporosis existía una fuerte correlación lineal significativa ( $r=0.618$ ,  $p=0.024$ ). Del análisis de la comparación de la variable  $\sigma_c$  con la edad se dedujo que los resultados en cuanto a significación fueron similares a los encontrados para la variable  $\sigma_t$ , obteniéndose



una correlación lineal significativa ( $r=0.379$ ,  $p=0.009$ ) con la edad para todos los pacientes analizados. Sin embargo, en el análisis por grupos de pacientes, otra vez se encontró que solamente para el caso del grupo de pacientes con osteoporosis existía una correlación lineal positiva altamente significativa con la edad ( $r=0.623$ ,  $p=0.023$ ).

Además, tanto FS como IC están íntimamente relacionadas con el IMC para los pacientes que forman el grupo osteoporótico ( $r=-0.649$ ,  $p=0.016$ ;  $r=-0.739$ ,  $p=0.004$ , respectivamente), lo que parece indicar que en pacientes con DMO en rango osteoporótico a medida que aumenta el IMC disminuyen ambas variables, resultado que concuerda con el encontrado anteriormente entre grupos de pacientes e IMC. Es importante recordar que al igual que ocurría con la variable edad, tanto el peso como la altura (determinantes del IMC) se emplean para el cálculo de dichos índices, por lo que no son variables independientes. Pero en este caso, esa dependencia, al contrario que la edad, se produce también para las variables  $\sigma_t$  y  $\sigma_c$ .

En la Tabla 2 se muestran igualmente los resultados obtenidos del análisis textural fractal ( $DF_{2D}$ ,  $DF_{3D}$ ) y del análisis fractal multidireccional ( $C_0$ ,  $C_2$  y  $C_4$ ) de la imagen de la ROI del cuello femoral según los distintos grupos de pacientes seleccionados. A partir de estos valores se calcularon los índices óptico-fractales (IRC e IDB) y los índices de iso-anisotropía ( $GAn$ ,  $IAN$ ) de la referida imagen.

Se analizaron las variables texturales-fractal de la imagen DEXA, relacionando entre sí grupos de pacientes, edad, IMC, DMO y CMO. El análisis estadístico mostró que ninguna variable textural tanto del análisis fractal unidireccional como del análisis fractal multidireccional resultó tener una relación significativa con las variables de estudio propuestas.

Para comprobar si realmente las variables óptico-fractales mejoraban la correlación con respecto a las variables fractales fue necesario primeramente analizar si existía algún tipo de correlación entre la luminosidad media ( $Lp_x$ ) y las variables de estudio propuestas. De esta manera,  $Lp_x$  mostró estar altamente relacionado ( $F=7.54$ ,  $p=0.002$ ) con T-score mostrando valores distin-

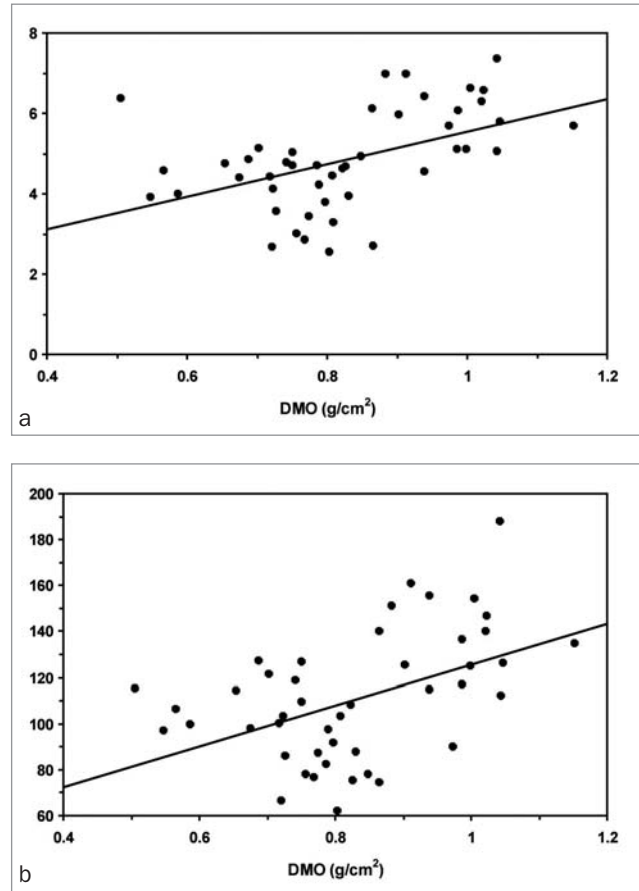


Fig. 6. Relación existente entre los índices óptico-fractales y la DMO en todos los pacientes. a) IRC, b) IDB.

tos y significativos para cada grupo de pacientes, y diferencias significativas entre el grupo normal y el grupo osteopéxico ( $p=0.002$ ) y entre el grupo normal y el grupo osteoporótico ( $p=0.026$ ). Si relacionamos dicha variable con la edad y con la CMO, la correlación no resultó significativa ( $r=0.191$ ,  $p=0.203$ ;  $r=0.249$ ,  $p=0.096$ , respectivamente) mientras que con la DMO presentaba una débil correlación lineal ( $r=0.319$ ,  $p=0.030$ ), pudiendo estar relacionado con el hecho de que tanto CMO y DMO fueron analizadas a nivel de cuello femoral total y  $Lp_x$  a nivel de la ROI descrita anteriormente.

Para el caso de los índices óptico-fractales IRC e IDB se determinó que existe una alta correlación lineal, aunque menor que en el caso de  $Lp_x$ , con los grupos de pacientes ( $F=4.985$ ,  $p=0.011$  y  $F=5.562$ ,  $p=0.007$ , respectivamente), siendo solamente significativa la diferencia entre los gru-


**TABLA 3. Análisis ROC de las variables significativas según grupos de pacientes (ordenados por capacidad discriminativa)**

	Área	p	IC (95%)
<b>Grupo 1: Normal-Osteopénico</b>			
IRC	0.899	0.000	0.799-1.024
IDB	0.875	0.000	0.762-1.001
IC	0.791	0.009	0.628-0.953
FS	0.769	0.005	0.594-0.943
AST	0.762	0.021	0.563-0.911
<b>Grupo 2: Normal-Osteoporótico</b>			
IRC	0.885	0.000	0.750-1.019
IDB	0.868	0.001	0.732-1.003
AST	0.791	0.006	0.610-0.971
FS	0.718	0.041	0.524-0.912
IC	0.707	0.052	0.516-0.899
<b>Grupo 3: Normal-Patológico</b>			
IRC	0.899	0.000	0.786-1.011
IDB	0.875	0.001	0.757-0.993
AST	0.762	0.003	0.625-0.898
IC	0.752	0.004	0.601-0.903
FS	0.745	0.005	0.587-0.903

**IRC:** Índice de resistencia a la compresión, **IDB:** índice de densidad de bloque, **AST:** área de sección transversal, **IC:** índice de caída, **FS:** factor de seguridad.

pos normal y osteopénico ( $p=0.000$ ) para ambas variables. Se puede observar que cuando se combina la variable  $Lp_x$  con variables fractales (provenientes del análisis textural de la imagen), los resultados estadísticos mejoran sustancialmente, encontrando grados de significación mayores con las variables estudiadas con respecto a las variables texturales y a  $Lp_x$ . Así, con respecto a la edad se encontró cierta correlación lineal negativa con la variable IRC ( $r=-0.325$ ,  $p=0.027$ ) y en el caso de comparación de dichas variables (IRC e IDB) con la DMO en cuello femoral se obtuvo una correlación lineal positiva altamente significativa para ambas variables ( $r=0.482$ ,  $p=0.001$  y  $r=0.457$ ,  $p=0.001$ , respectivamente) (Figura 6). Si se comparan dichas variables con la CMO del cuello femoral sigue existiendo correlación, aunque no tan fuerte y tan significativa ( $r=0.408$ ,  $p=0.005$ ;  $r=0.374$ ,  $p=0.01$ , respecti-

vamente) como para el caso de la DMO. Por lo tanto, se puede concluir que las variables óptico-fractales mejoran la correlación encontrada frente a las variables texturales y a la luminosidad media con respecto a la edad, DMO y CMO del cuello femoral.

Para finalizar el estudio estadístico comparativo entre variables morfológicas, biomecánicas y texturales con los grupos de pacientes se determinaron las curvas ROC para dichas variables. Debido a que las curvas ROC sólo permiten la clasificación de pacientes en dos grupos y se cuenta con un grupo normal, un grupo osteopénico y un grupo osteoporótico, se han reclasificado los pacientes en nuevos dos nuevos grupos: grupo 1: normal frente a osteopénico, grupo 2: normal frente a osteoporótico y grupo 3: normal frente a patológico entendiendo por tal el grupo formado por los pacientes osteopénicos y osteoporóticos. En la Tabla 3 se muestran los resultados de las variables significativas para cada nuevo grupo y ordenadas de mayor a menor capacidad de clasificación de pacientes. Como se puede observar de todas las variables analizadas en este trabajo, las variables óptico-fractales IRC e IDB son las que muestran mayor capacidad de discriminación de los pacientes en distintos grupos.

## DISCUSIÓN

En este estudio se ha pretendido evaluar conjuntamente las propiedades morfológico-estructurales, biomecánicas y texturales de las imágenes de DEXA de la cadera como método diagnóstico complementario a la simple medición de la CMO y la DMO y, al mismo tiempo, analizar la capacidad de estos tres tipos de variables para discriminar entre grupos de pacientes con DMO en rango normal, osteopénico u osteoporótico. Además, se ha intentado analizar la relación existente entre dichas propiedades y una serie de variables individuales a partir de análisis de correlación directa con las mencionadas propiedades.

Del análisis estadístico de las variables individuales analizadas se observa que tanto la edad como el bajo peso, en concordancia con lo ya publicado por otros autores (28-30), son un factor de riesgo de osteoporosis, encontrándose correla-



ciones significativas entre estas variables y las densitométricas CMO y DMO.

A su vez la edad, como variable individual, parece influir de forma significativa tanto sobre las variables morfológico-estructurales de la cadera como sobre las variables biomecánicas. En concreto, y tal como discutiremos posteriormente, si bien el envejecimiento no parece alterar de forma significativa las variables morfológico-estructurales del plano de la imagen, si parece afectar y de manera muy significativa a alguna de las variables morfológico-estructurales de la sección transversal del cuello femoral.

Salvo una débil correlación negativa entre el diámetro externo e interno del cuello femoral ( $DE_{CF}$  y  $DI_{CF}$ ) y la DMO, las demás variables morfológico-estructurales del plano de la imagen estudiadas no han aportado una información diagnóstica complementaria a la DMO para el diagnóstico de la osteoporosis. Sin embargo, las variables morfológico-estructurales de la sección transversal del cuello femoral sí parecen aportar capacidad discriminativa entre grupos, al existir diferencias significativas en las variables AST,  $x_c$  y GCt para los distintos grupos de pacientes.

En concreto el valor del AST demuestra diferencias significativas entre grupos, diferencia aparentemente relacionada más con la edad que con la propia DMO, lo que sugiere que la AST pudiera ser una variable más o menos independiente de la masa ósea. Así en pacientes no osteoporóticos (DMO en rango normal y osteopénico) el AST parece disminuir más a medida que aumenta la edad, lo que pudiera estar relacionado con el propio proceso fisiopatológico del envejecimiento, al menos en el rango de edad de los pacientes del estudio. Sin embargo, cuando la DMO ha disminuido a rangos osteoporóticos, esta disminución de la AST demuestra una clara correlación lineal con la pérdida de masa ósea, indicando cuál es la tendencia final de dicho proceso fisiopatológico: a mayor edad menor área de sección transversal y a menor área de sección transversal menor masa ósea, al menos mientras que el aumento de la aposición perióstica no pueda por sí misma compensar, al aumentar el AST, la resorción endóstica producida (3).

Al contrario de lo publicado en el trabajo de Yoshikawa et al. (13), en el que se demuestra

que a medida que aumenta la edad se va alejando el centro de masas ( $x_c$ ) del margen superior del cuello femoral, indicando que con la edad y debido al mencionado proceso de aposición perióstica va aumentando el AST del cuello femoral (3). En nuestro estudio no hemos encontrado ninguna correlación lineal entre esta variable y la edad, quedando por demostrar si existe algún otro tipo de correlación matemática entre ellas. Posiblemente la razón de esta diferencia estribe exclusivamente en los rangos de edad de los grupos de estudio, pudiendo tal vez ser capaces de apreciar esos mismos cambios en el  $x_c$  si la muestra incluyese a pacientes de mayor edad o sencillamente un mayor número de ellos.

En cuanto a la relación existente entre  $x_c$  y las variables densitométricas del cuello femoral, si bien el valor de la variable se ha mostrado significativamente diferente para los tres grupos, no hemos hallado ningún tipo de correlación lineal entre ella y la CMO ni entre ella y la DMO, posiblemente indicando nuevamente que ésta es una variable estructural independiente de la masa ósea. No obstante una vez normalizada esta variable según el grosor del cuello femoral (variable  $x_c/w$ ) se obtuvieron valores de discriminación entre grupos más significativos que para  $x_c$ , y se encontró una correlación lineal significativa con las variables densitométricas. El grupo osteoporótico presentaría con respecto a los demás grupos no sólo una menor DMO sino una mayor inestabilidad cortical, datos concordantes con los publicados por otros grupos (31).

La variable GCt presenta diferencias significativas entre grupos indicando que podría resultar muy útil a la hora de diferenciar entre grupos normales y patológicos.

Hay que reseñar no obstante que en nuestro estudio el GCt se calcula asumiendo que las secciones transversales del cuello femoral presentan una geometría simple en forma de anillos circulares. Sin embargo, existen estudios recientes en los que se demuestra que las secciones transversales del cuello femoral son de forma elíptica con el eje mayor y el máximo momento de inercia orientado en la dirección supero-inferior (32), por lo que consideramos necesario realizar esta misma valoración con un modelo computacional, sobre el que ya está trabajando nuestro grupo, que per-



mita la evaluación del GCt en las referidas secciones transversales elípticas.

Ciertas variables biomecánicas analizadas en el presente estudio (MIST, MS, BR, FS e IC) han proporcionado igualmente información complementaria y discriminadora entre grupos con DMO normal, osteopénico y osteoporótico.

Si bien, el momento de inercia de la sección transversal (MIST) no demostró diferencias significativas entre los tres grupos, ni correlaciones significativas con las variables densitométricas CMO y CMO, si demostró cierta correlación lineal negativa significativa con la edad, resultados que concuerdan con los publicados anteriormente por otros autores (14,32), relación que se hace más significativa para el grupo osteoporótico. Desde el punto de vista de resistencia ósea a la fractura, este resultado tiene igualmente un importante valor intrínseco al demostrar que con la edad, y sobre todo en los pacientes osteoporóticos al distribuirse la masa ósea más cerca del centro de masas, el MIST disminuye, con lo que la capacidad de carga de su cadera se hace menor y por tanto su capacidad para resistir fuerzas de flexión.

De los resultados obtenidos de su análisis se deduce, que si bien la MS es incapaz de diferenciar entre grupos, si demuestra una correlación lineal negativa significativa con la edad, lo que también viene a indicar que con el envejecimiento la resistencia del cuello femoral a la flexión disminuye. Esta relación de la MS con la edad es mucho más significativa en el grupo osteoporótico, pudiendo indicar que la alteración de esta variable pudiera ser una de las consecuencias del proceso fisiopatológico de la osteoporosis en la cadera.

La variable relación de deformación (BR) al evaluar el grado de deformación de la cadera con la carga, no deja de ser otra variable muy interesante a la hora de evaluar la inestabilidad cortical del cuello femoral. En nuestro estudio la BR, a pesar de no presentar ningún tipo de correlación con la edad pero estando correlacionada linealmente de forma negativa con las variables densitométricas, ha demostrado una alta capacidad discriminativa entre grupos, al presentar los dos grupos patológicos (osteopénico y osteoporótico) valores más altos de BR que el grupo normal, lo que de nuevo implicaría que el grupo patológico, y en concreto

el osteoporótico, presentaría una mayor inestabilidad cortical con respecto a los demás grupos de análisis, tal y como se ha publicado (33).

FS e IC presentaron una alta correlación con los demás grupos especialmente con el grupo osteoporótico, al estimar estos dos índices el riesgo de fractura del cuello femoral. Estos índices, en parte dependientes de la edad (al utilizarse ésta para el cálculo de ambos índices) y en parte no (las variables fuerza de tensión ( $\sigma_t$ ) y fuerza de compresión ( $\sigma_c$ ) necesarias también para calcular ambos índice son independientes de la edad) decrecen de forma lineal y significativa con la edad, sobre todo en aquellos pacientes con DMO en rango osteoporótico, por lo que se pudieran convertir, al igual que lo han hecho sobre radiología simple de la cadera (13), en unos muy buenos estimadores del riesgo de fractura de la cadera en imágenes DEXA. Las variables  $\sigma_t$  y  $\sigma_c$ , por su mencionada independencia de la edad y por su alta correlación con los pacientes del grupo osteoporótico pudieran ser igualmente una alternativa válida para la valoración de este riesgo sobre imágenes DEXA.

Si bien el presente estudio demuestra que es factible la realización de un análisis texturales-fractal de la imagen DEXA de la cadera, el análisis estadístico de los resultados obtenidos a partir del mencionado análisis demostró que ninguna variable textural tanto del análisis fractal unidireccional como del análisis fractal multidireccional resultó tener una relación significativa con las variables individuales y densitométricas propuestas, faltando por analizar en este estudio la posible relación existente entre ellas y las variables morfológico-estructurales y biomecánicas.

Solamente cuando se combinan variables texturales con variables que evalúan la intensidad lumínica de la ROI ( $Lp_x$ ), obteniendo así diferentes tipos de índices óptico-fractales (26), se pueden obtener correlaciones más o menos significativas con los distintos grupos de pacientes (siendo solamente significativa la diferencia entre los grupos normal y osteopénico para ambas variables), con la edad y con las variables densitométricas. Resulta interesante que estas dos últimas variables son las que han demostrado una mayor capacidad de discriminación de los pacientes de los diferentes grupos.



Las variables morfológicas y biomecánicas obtenidas a partir de imágenes DEXA de la cadera, proporcionan una información complementaria y discriminadora entre grupos con DMO normal, osteopénico y osteoporótico, por lo que su estudio, pudiera ser útil sobre todo para discriminar subgrupos con riesgo de sufrir fracturas por fra-

gilidad. Sin embargo, el análisis textural fractal uni o multidireccional aporta escasa información adicional de manera aislada, aunque asociado a variables ópticas (densidad lumínica) parece añadir una mayor capacidad de diferenciación entre grupos de pacientes con DMO en rango normal y patológico.

## Referencias bibliográficas

1. NIH Consensus Statements: Osteoporosis prevention, diagnosis, and therapy. NIH Consensus Development Panel on Osteoporosis Prevention, Diagnosis, and Therapy. *JAMA* 2001; 285:785-95.
2. Seeman E. Bone Quality. *Advances in Osteoporotic Fracture Management* 2002; 2:2-8.
3. Caeiro JR, Dapía S, Vaquero E, Blanco-Ramos M, Fernández F. Métodos de evaluación de la calidad ósea. *JANO Traumatología y Humanidades* 2004; 2:5-10.
4. Benhamou CL, Lespessailles E, Jacquet G, Harba R, Jennane R, Lousnot T. Fractal organization of trabecular bone images calcaneus radiographs. *J Bone Mineral Res* 1994; 9:1909-18.
5. Caligiuri P, Giger ML, Favus MJ, Jia H, Dor K, Dixon LB. Computerized radiographic analysis of osteoporosis: Preliminary evaluation. *Radiology* 1993; 186:471-74.
6. Caligiuri P, Giger ML, Favus MJ. Multifractal radiographic analysis of osteoporosis. *Medical Physics* 1994; 21:503-8.
7. Geraets WGM. The fractal dimension of the trabecular pattern in patients with increased risk of alveolar ridge resorption. *Proc Ann Mt Conf-ec IEEE/6MBS* 1990; 12:2071-2.
8. Majumdar S, Weinstein RS, Prasad RR. Application of fractal geometry techniques to the study of trabecular bone. *Medical Physics* 1993; 20:1611-9.
9. Pothuau L, Lespessailles E, Harba R, Jennane R, Royant V, Eynard E et al. Fractal analysis of trabecular bone texture on radiographs: discriminant value in postmenopausal osteoporosis. *Osteoporosis Int* 1998; 8:618-25.
10. Veenland JF, Grashuis JL. Texture analysis in radiographs: the influence of modulation transfer (discriminative ability of texture features). *Med. Phys.* 1998; 25:922-36.
11. Veenland JF, Grashuis JL, van der Meer F, Beckers ALD, Gelsema ES. Estimation of fractal dimension in radiographs. *Med Phys* 1996; 23:585-94.
12. Caeiro JR, Blanco-Ramos MA, Vaera F, Vaquero E, Dapía S. Evaluación del impacto del alendronato en la estructura cortical y trabecular del hueso de la cadera mediante análisis de imagen radiográfica convencional digitalizada en mujeres con fractura de cadera osteoporótica. *Rev Ortop Traumatol* 2004; 48 (Supl 2):1-74.
13. Yoshikawa T, Turner CH, Peacock M, Slemenda CW, Weaver CM, Teegarden D, Markwardt P, Burr DB. Geometric structure of the femoral neck measured using dual-energy X-ray absorptiometry. *J Bone Miner Res* 1994; 9:1053-64.
14. Gómez Alonso C, Díaz Curiel M, Hawkins Carranza F, Pérez Cano R, Díez Pérez A. Femoral bone mineral density, neck-shaft angle and mean femoral neck width as predictors of hip fracture in men and women. *Osteoporos Int* 2000; 11:714-20.
15. Bergot C, Bousson V, Meunier A, Laval-Jeantet M, Laredo JD. Hip fracture risk and proximal femur geometry from DXA scans. *Osteoporos Int* 2002; 13:542-50.
16. Crabtree NJ, Kroger H, Martin A, Pols HAP, Lorenc R, Nijs J et al. Improving Risk Assessment: Hip Geometry, Bone Mineral Distribution and Bone Strength in Hip Fracture Cases and Controls. The EPOS Study. *Osteoporos Int* 2002; 13:48-54.
17. Khoo BCC, Beck TJ, Qiao QH, Parakh P, Semanick L, Prince RL et al. In vivo short-term precision of hip structure analysis variables in comparison with bone mineral density using paired dual-energy X-ray absorptiometry scans from multi-center clinical trials. *Bone* 2005; 37:112-21.
18. Beck TJ, Looker AC, Ruff CB, Sievanen H, Wahner HW. Structural trends in the aging femoral neck and proximal shaft: analysis of the Third National Health and Nutrition Examination Survey dual-energy X-ray absorptiometry data. *J Bone Miner Res.* 2000 Dec; 15:2297-304.
19. Beck T. Measuring the structural strength of bones with dual-energy X-ray absorptiometry: principles, technical limitations and future possibilities. *Osteoporos Int* 2003; 14(Suppl. 5):S81-8.



20. Wilkie JR, Giger ML, Chinander MR, Vokes TJ, Li H, Dixon L, Jaros V. Comparison of radiographic texture analysis from computed radiography and bone densitometry systems. *Med Phys* 2004; 31:882-91.
21. World Health Organization. Obesity: Preventing and managing the global epidemic: report of a WHO consultation. Geneva 2000.
22. World Health Organization. Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis. Geneva: WHO 1994.
23. Hayes W, Bouxsein M. Biomechanics of cortical and trabecular bone. Implications for assessment of fracture risk. En: Hayes WC, Mow VC, editores. *Basic orthopaedic biomechanics*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott-Raven; 1997. p.69-111.
24. Haidekker MA, Andresen R, Evertsz CJG, Banzer D, Peitgen HO. Assessing the degree of osteoporosis in the axial eskeleton using the dependence of the fractal dimension on the grey level threshold. *Br J Radiol* 1997; 70:586-93.
25. Caldwell CB, Rosson J, Surowiak J, Hearn T. Use of the fractal dimension to characterize the structure of cancellous bone in radiographs of the proximal femur. En Nonnenmacher TF, Losa GA, Weibel ER editores. *Fractals in biology and medicine*. Basel. Birkhäuser Verlag; 1994. p. 300-6.
26. Caeiro Rey JR, Dapía S, Blanco Ramos M, Portero Sánchez I. Estudio de correlación entre DEXA femoral y variables morfológico-estructural óptico-fractal de imagen radiológica de cadera. *REEMO* 2005; 14:111-25.
27. Lespessailles E, Jacquet G, Harba E, Jennane R, Loussot T, Viala JF et al. Anisotropy measurements obtained by fractal analysis of trabecular bone at the calcaneus and radius. *Rev Rhum* 1996; 63:372-9.
28. Siris ES, Miller PD, Barrett-Connor E, Faulkner KG, Wehren LE, Abbott TA et al. Identification and fracture outcomes of undiagnosed low bone mineral density in postmenopausal women: results from the National Osteoporosis Risk Assessment. *JAMA* 2001; 286:2815-22.
29. Siris ES, Brenneman SK, Barrett-Connor E, Miller PD, Sajjan S, Berger ML et al. The effect of age and bone mineral density on the absolute, excess, and relative risk of fracture in postmenopausal women aged 50-99: results from the National Osteoporosis Risk Assessment (NORA). *Osteoporos Int* 2006; 4:1-10.
30. Nguyen TV, Center JR, Eisman JA. Osteoporosis in elderly men and women: effects of dietary calcium, physical activity, and body mass index. *J Bone Miner Res* 2000; 15:322-31.
31. Crabtree N, Lunt M, Holt G, Kroger H, Burger H, Grazio S et al. Hip geometry, bone mineral distribution, and bone strength in European men and women: the EPOS study. *Bone* 2000; 27: 151-9.
32. Zebaze RMD, Jones A, Welsh F, Knackstedt M, Seeman E. Femoral neck shape and spatial distribution of its mineral mass varies with its size. Clinical and biomechanical implications. *Bone* 2005; 37: 243-52.
33. Greenspan SL, Beck TJ, Resnick NM, Bhattacharya R, Parker RA. Effect of hormone replacement, alendronate, or combination therapy on hip structural geometry: a 3-year, double-blind, placebo-controlled clinical trial. *J Bone Miner Res* 2005; 20:1525-32.