

Topografía de la densidad mineral ósea

Método de estudio "in vivo" de la cabeza femoral humana mediante TAC.

Mapping of bone mineral density "in vivo" study of human femoral head using computed tomography

L. MARCO GOMEZ *, A. LIZUR UTRILLA *, M. HERRERA LARA **, A. PONS SALA***

*SERVICIO DE CIRUGÍA ORTOPÉDICA, HOSPITAL GENERAL DE ELDA (ALICANTE) **DEPARTAMENTO DE OPTICA, FACULTAD DE FÍSICA, UNIVERSIDAD DE ALICANTE

*** DEPARTAMENTO DE OPTICA, FACULTAD DE FÍSICA, UNIVERSIDAD DE VALENCIA

Resumen. Presentamos un método, no descrito anteriormente, que permite obtener un mapa muy preciso de la distribución topográfica de la densidad mineral ósea relativa de cualquier parte del esqueleto, en el sujeto vivo, a partir de una imagen TAC convencional. El método se basa en la medición directa de los niveles de gris de la imagen TAC, los cuales guardan una relación de linealidad con las Unidades Hounsfield, de manera que la densidad óptica de un punto concreto se correlaciona con la densidad ósea del mismo. En nuestro estudio lo hemos aplicado a la cabeza femoral humana, obteniendo la imagen topográfica tridimensional de sus densidades óseas.

Summary. We describe a new method to obtain an accurate mapping of the bone mineral density which can be applied to any area of the human skeleton in a live subject using conventional CT scan imaging. The method involves direct measurement of grey colour intensity from the CT image. The colour intensity maintains a direct relationship with the Hounsfield Units, therefore the optic density of a given area is related to the bone density. In our study this method has been applied to the human femoral head to obtain a three-dimensional topography of the bone density.

Introducción. En los últimos años ha recibido mucha atención la evaluación de la masa ósea corporal por la correlación bien establecida con la resistencia mecánica del hueso (1-4). Sin embargo hay relativamente pocos estudios que se ocupen de la distribución topográfica de las diferentes densidades óseas como expresión de la adaptación de un tejido vivo a unas determinadas sollicitaciones mecánicas.

El método de estudio de la distribución de las diferentes densidades óseas en pieza anatómica es una técnica sólidamente establecida desde hace años (5), las radiografías de las secciones de hueso se escanean y se traducen a píxeles, midiendo luego el grado de exposición con un analizador de imagen.

Fue Mallet (6) el primero en correlacionar las imágenes de secciones TAC de cabezas femorales afectas de necrosis idiopática, con los hallazgos histológicos obte-

nidos tras su extirpación quirúrgica, encontrando un alto nivel de significación entre las Unidades Hounsfield (UH), que miden los niveles de gris en función de la radiación empleada, y la densidad de las lesiones óseas. Posteriormente otros autores han publicado diversos estudios aplicando el mismo principio básico: la correlación de las UH presentes en las imágenes TAC con la Densidad Mineral Ósea (DMO) (7-10); pero el método utilizado es difícil de analizar.

Probablemente dicho método podría ser simplificado si se consigue medir los niveles de gris directamente sobre la placa TAC revelada, ya que guardan una relación de linealidad con las UH.

Este método, perfeccionado podría ser utilizado en cualquier región ósea; y para el presente estudio se eligió la cabeza femoral humana.

Correspondencia:

Dr. Luis Marco Gómez
Hospital General de Elda
Servicio de COT
Carretera Elda-Sax s/n
03600 Elda (Alicante)
Teléfono: 96 6989000
Fax: 96 5398173

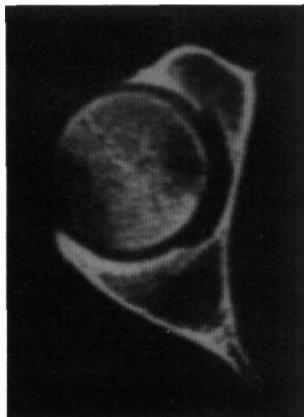


Fig. 1. Sección TAC de la articulación coxofemoral humana



Fig. 2. Ecuación de la imagen TAC



Fig. 3. Imagen tras corrección del tono y positivización

Técnica. El estudio se realizó mediante un TAC convencional (Philips, Tomoscan CL/X) utilizando ventana de hueso, $W=2000$, $\text{Contraste}=400$, $Kv=120$, $mA=110$ y secciones cada 5 mm. Para poder aplicar las técnicas de análisis a la imagen TAC, ésta hubo de ser adecuadamente digitalizada a partir de la placa ya sometida al proceso de revelado, mediante una cámara digitalizadora con definición de grises $g=1$ y sin distorsión óptica, consiguiéndose una relación de linealidad entre las Unidades Hounsfield de la placa TAC y los niveles de gris. Para el tratamiento informático de la imagen se utilizó un PC Pentium Pro de 200 MHz y software de tratamiento de imágenes.

El tratamiento de la imagen TAC se realizó mediante los siguientes pasos sucesivos:

1° - Realización de un TAC de cadera en un sujeto vivo (Fig. 1).

2° - Ecuación: Mediante este proceso se corrigió el histograma de la imagen TAC, asignando nuevos valores de gris de forma proporcional mediante una transformación lineal, que asignaba la misma cantidad de energía a cada valor de gris. La ecuación mejoraba la apariencia de la imagen gracias a una distribución más uniforme de los valores de pixel en todo el rango de los niveles de claridad (Fig. 2).

3° - Corrección del tono: Se trata de una modificación de la tabla de asignación interna del ordenador. A cada valor digital n se asignaba un valor de luminancia de salida I , que guardaba una relación de proporcionalidad $I=K n$. En caso de que variara esta relación, se introducía la no linealidad a partir de la modificación de la potencia de n conocida como g , obteniendo $I=K n^g$, donde I era la luminosidad de salida de la nueva imagen, K una constante, n el número de grises y g el factor de corrección.

4° - Positivización: Consistía en la inversión de los valores de la escala de grises de la imagen (Fig. 3), para una mejor valoración visual.

5° - Cuantificación: Mediante este proceso reducíamos a un determinado valor el número de niveles de gris de la imagen anterior, asignándole nuevos rangos (inter-

valos de niveles de gris). Se aplicó una reducción a ocho rangos, obteniendo una nueva imagen apta para el estudio al aumentar el contraste entre un rango y otro; cada uno de los ocho rangos establecidos en este estudio, integraba a su vez 32 niveles originales de gris con la misma intensidad. Para mayor comodidad en su manejo, la imagen era coloreada, de forma que cada uno de los ocho rangos de grises pasaba a tener un color distinto de la escala cromática: negro, azul oscuro, azul claro, verde, rojo, naranja amarillo y blanco, de mayor a menor intensidad.

6° - Se seleccionó el área de la imagen que se quería estudiar, en este caso la cabeza femoral (Fig. 4).

7° - En la imagen anterior se seleccionaron los tres rangos más oscuros, con lo que como cada uno de los ocho rangos cuantificados (proceso 5°) abarcaba 32 grises originales, finalmente se habían seleccionado los $32 \times 3 = 96$ grises más oscuros, que se correspondían con el hueso más denso y en la imagen obtenida quedaba reflejado en negro el área de los tres rangos escogidos, desapareciendo el resto de rangos.

Con ello se conseguía obtener un mapa topográfico de las zonas de mayor densidad ósea, que se correspondían con la densidad óptica de la imagen de la sección TAC de la cabeza femoral (Fig. 5).

De la imagen anteriormente obtenida se seleccionó la zona de hueso subcondral, representada como un anillo circular. El mismo método se aplicó a una secuencia de seis secciones TAC cada 5 mm de la cabeza femoral, obteniendo la representación tridimensional, en perspectiva de 30°, de la distribución de la densidad ósea en la periferia de una cabeza femoral concreta (Fig. 6), donde la sección 1 del TAC correspondía a la más cefálica y situándose espacialmente cada una con respecto a la posición del paciente.

Discusión. Hemos desarrollado un método, no descrito con anterioridad, que permite obtener mapas muy precisos de la densidad mineral ósea relativa de cualquier

parte del esqueleto a partir de un estudio TAC convencional. El estudio puede aplicarse a una estructura anatómica concreta de la imagen TAC, y además puede delimitarse en una zona concreta de hueso: subcondral, esponjosa, cortical, permitiendo también hacer representaciones con efecto tridimensional.

Mallet y cols. (6) fueron los primeros en elaborar mapas topográficos de las zonas con las mismas UH de una cabeza femoral con osteonecrosis. El valor de las UH está correlacionado con la DMO aunque no de una forma lineal simple (11); la mayor parte de la distribución de los valores UH se debe a la diferente concentración de sales minerales del hueso, aunque no pueden ignorarse el resto de componentes como tejido conectivo y grasa. Los policromáticos rayos X empleados en el TAC provocan una complicada superposición de varios efectos interactivos, de forma que no hay una única correlación entre DMO y UH, se trata en suma de un método que determina densidades óseas relativas (9,12). Para la obtención de valores absolutos de DMO, se deben usar otros métodos, como el de la energía dual (13-16).

Desde hace años se conoce la correlación entre las fuerzas que soporta el tejido óseo durante las actividades cotidianas y la densidad ósea. Trueta (17) observó que los canales óseos que cruzan las líneas de compresión son obliterados por la fuerza actuante, engrosando y aumentando la densidad de las trabéculas óseas, y Pauwels (18) constató que la distribución de la densidad en el hueso subcondral representa un campo materializado de estrés causado por la distribución de la carga sobre la superficie articular. Se ha comprobado que el denominado método de osteoabsorciometría TAC pone de manifiesto una auténtica correlación entre la carga efectiva y la distribución de (UH), de forma que la variación en el patrón de densidad ósea se puede interpretar como la expresión de la distribución del estrés que soporta la articulación (9).

Son muy escasos los trabajos que aplican este método de estudio. Se ha utilizado sobre todo en estudios experimentales (10)

de determinación de densidades del hueso subcondral, comprobándose diferencias topográficas de densidad en diversas articulaciones, como el acetábulo y la cavidad glenoidea escapular, y encontrándose que los sujetos jóvenes tenían densidades máximas en las regiones anterior y posterior de ambas articulaciones y por contra, en las personas de edad se referían dichas densidades máximas en las porciones centrales. Pero en un estudio más reciente (19) en doce especímenes de cadera no se encontró una correlación clara entre la zona articular donde se efectúa el contacto, la presión y la transmisión de cargas con el patrón de densidad ósea subcondral. Este método también se ha aplicado en rótulas humanas de cadáver (7) comprobándose que la densidad ósea subcondral de la zona proximal de la carilla articular externa era significativamente mayor que en el resto, lo cual se correlacionaba con el hecho constatado de que es ésta la zona que soporta el mayor estrés. Otro estudio (8) mostraba densidades óseas máximas en la zona del radio distal opuesta al escafoides y semilunar en sujetos sanos, patrón de mineralización que se veía alterado en los pacientes con enfermedad de Kienböck.

Con el método anteriormente utilizado por otros autores, la medición de las UH precisaba mucho tiempo y potentísimos equipos informáticos, pero con nuestro método simplificamos el proceso, calculando los niveles de gris, que son mucho más fáciles de medir y guardan una relación de linealidad con las UH presentes en las imágenes TAC, y hemos ideado un sistema que determina valores máximos y mínimos y toda la gama de valores intermedios que se precisen. En todos los pasos del método, salvo en uno, se utilizaron transformaciones lineales en el tratamiento informático de la imagen, con lo cual se conserva intacta la capacidad para dar información acerca de las densidades minerales óseas relativas.

Las posibilidades de aplicación clínica del método son muchas. El examen TAC puede repetirse seriadamente en el sujeto vivo, siendo la única limitación la dosimé-



Fig. 4. Cuantificación de la imagen y selección de la cabeza femoral



Fig. 5. Selección de los tres rangos de mayor densidad

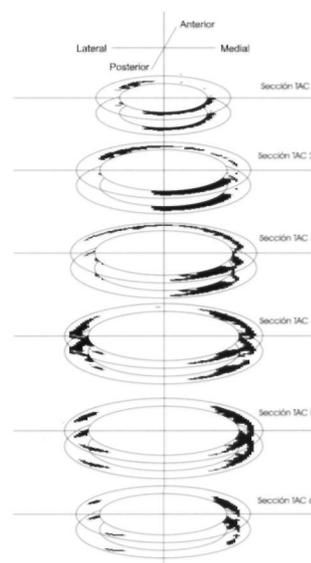


Fig. 6. Representación tridimensional

trica, y así, por ejemplo, "monitorizar" una articulación de un individuo sometida a un estrés específico y ver los cambios cualitativos en la distribución de la DMO. También, analizar una zona concreta de

determinado hueso para estudiar la aplicación de cargas sobre la misma, o las alteraciones de dichas cargas, mediante la variación topográfica de las áreas de densidad ósea. ■■■■■

Bibliografía

- Cepoliaro C, Gonnelli S, Pondrelli C, Martini S, Montagnani A, Rossi S. et al.** The combined use of ultrasound and densitometry in the prediction of vertebral fracture. *Br J Radiol* 1997;70:691-6.
- Dirschl DR, Henderson RC, Oakley WS Jr.** Correlates of bone mineral density in elderly patients with hip fractures. *J Orthop Trauma* 1995; 9:470-5.
- Lau EM, Cooper C.** The epidemiology of osteoporosis. The oriental perspective in a world context. *Clin Orthop* 1996; 323:65-74.
- Yu W, Gluer CC, Grampp S, Jergas M, Fuerst T, Wu CY et al.** Spinal bone mineral assessment in postmenopausal women. A comparison between dual X-ray absorptiometry and quantitative computed tomography. *Osteoporos Int* 1995;5:433-9.
- Schleicher A, Tillmann B, Zilles K.** Quantitative analysis of x-ray images with a television image analyser. *Microscopia Acta* 1980; 83:189-96.
- Mallet T, Dunoyer J, Leboutet MJ, Pecout C, Pascaud JL.** Etendue de la necrose idiopathique de la tête fémorale. Appréciation par la tomodensitométrie numérisée. Correlation anatomo radiologique. *Rev Chir Orthop* 1988; 74:218-22.
- Eckstein F, Müller-Gerbl M, Putz R.** Distribution of subchondral bone density and cartilage thickness in the human patella. *J Anat* 1992; 180:425-33.
- Giunta R, Lower N, Wilhelm K, Keirse R, Rock C, Müller-Gerbl M.** Altered patterns of subchondral bone mineralization in Kienbock's disease. *J Hand Surg* 1997; 22B: 16-20.
- Müller-Gerbl M, Putz R, Hodapp N, Schulte E, Wimmer B.** Computed tomography-osteabsorptiometry for assessing the density distribution of subchondral bone as a measure of long-term mechanical adaptation in individual joints. *Skeletal Radiol* 1989; 18:507-12.
- Müller-Gerbl M, Putz R, Kenn R.** Demonstration of subchondral bone density patterns by three-dimensional CT osteoabsorptiometry as a noninvasive method for in vivo assessment of individual long-term stresses in joints. *J Bone Miner Res* 1992; 7 Supl 2:411-8.
- Alho A, Hoiseth A, Husby T.** Bone-mass distribution in the femur. A cadaver study on the relations of structure and strength. *Acta Orthop Scand* 1989; 60:101-4.
- Hoiseth A, Alho A, Husby T.** Femoral cortical/cancellous bone related to age. *Acta Radiol* 1990; 31:626-7.
- Curtin F, Morabia A, Pichard C, Slosman DO.** Body mass index compared to dual-energy x-ray absorptiometry. Evidence for a spectrum bias. *J Clin Epidemiol* 1997; 50:837-43.
- Christiansen C.** Osteoporosis. Diagnosis and management today and tomorrow. *Bone* 1995; 17 Supl 5:513-6.
- Grampp S, Lang P, Jergas M, Gluer CC, Mathur A, Engelke K et al.** Assessment of the skeletal status by peripheral quantitative computed tomography of the forearm. Short-term precision in vivo and comparison to dual X-ray absorptiometry. *J Bone Miner Res* 1995; 10:1566-76.
- Preidler KW, White LS, Tashkin J, McDaniel CO, Brossmann J, Andresen R, et al.** Dual-energy X-ray absorptiometric densitometry in osteoarthritis of the hip. Influence of secondary bone remodeling of the femoral neck. *Acta Radiol* 1997;38:539-42.
- Trueta J.** La estructura del Cuerpo Humano. Barcelona: Ed. Labor; 1975.
- Pauwels F.** Biomechanics of the locomotor apparatus. Contributions on the functional anatomy of the locomotor apparatus. Berlin: Springer-Verlag; 1980.
- Eisenhart-Rothe R von, Eckstein F, Müller-Gerbl M, Landgraf J, Rock C, Putz R.** Direct comparison of contact areas, contact stress and subchondral mineralization in human hip joint specimens. *Anat Embryol* 1998; 195:279-88.