



ARTÍCULOS ORIGINALES / Originals

DENSIDAD ÓSEA VOLUMÉTRICA VERTEBRAL OBTENIDA SIN FANTOMA EN ESTUDIOS DE RUTINA DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE ABDOMEN: CORRELACIÓN CON LOS VALORES MEDIDOS POR DENSITOMETRÍA ÓSEA AREAL POR RAYOS X

Haraldo Claus Hermberg,^{1*} Silvina De Luca,² Fiorella Troncoso,² María Pia Lozano,¹ Magdalena Rey,¹ Silvana Boffa,³ María Josefina Pozzo.¹

1. Servicio de Endocrinología. 2. Servicio de Diagnóstico por Imágenes. 3. Servicio de Densitometría. Hospital Alemán, Buenos Aires, Argentina.

Resumen

La densidad mineral ósea (DMO) por tomografía computarizada cuantitativa (QCT) mide con exactitud y precisión de corto plazo la densidad volumétrica (DMOv) de secciones axiales de los cuerpos vertebrales lumbares valiéndose de un fantoma de calibración. Existe evidencia de que la densitometría por TC sin fantoma convirtiendo las unidades Hounsfield en g/cm³ aplicando un coeficiente específico para cada equipo, presenta muy alta correlación con la DMO por QCT y que es confiable para evaluar la densidad ósea vertebral. Apoyándonos en ello, correlacionamos DMO y CMO estimados a partir de estudios de TC con los obtenidos por DXA. Se incluyeron 28 mujeres (edad: 63,4±10,3 años, rango: 37-85) que habían realizado una TC de abdomen y previamente una DMO en un lapso previo no mayor de 6 meses. Se midieron: 1) TC: DMOv promedio integral (trabecular + cortical) en un corte axial medio vertebral de 10 mm de espesor y el área en cm². Se multiplicó la densidad por el área, obteniendo un valor equivalente al CMO de la sección (CMO-TC) y 2)

DXA: se consideraron la DMOa y CMO en una RI de 10 mm de altura a nivel del centro de la vértebra L3. Las correlaciones entre los parámetros homólogos obtenidos por ambos métodos fueron significativas: resultó superior para CMO [DMOv vs. DMOa r: 0,67 (p=0,005) y CMO-TC vs. CMO-DXA r: 0,75 (p=0,00063)]. El estudio complementa los ya existentes y abre la posibilidad de utilizar estudios de rutina de TC de abdomen para evaluar la densidad ósea, para lo cual deberán establecerse valores de referencia sexo y edad específicos.

Palabras claves: densidad mineral ósea, tomografía computarizada, contenido mineral óseo, densidad volumétrica sin fantoma.

Abstract

PHANTOM-LESS VOLUMETRIC VERTEBRAL DENSITY OBTAINED FROM ROUTINE ABDOMINAL CT STUDIES: CORRELATION WITH DATA OBTAINED BY DXA

Conventional quantitative computed tomography (QCT) uses a calibration phantom

* E-mail: hclaus@fibertel.com.ar

scanned simultaneously with the anatomical region of interest and measures bone density accurately and with short-term high precision. Evidence supports that phantom-less volumetric BMD highly correlates with QCT BMD and is a reliable method for assessing bone density of vertebral bodies. Assessment of BMD in routine abdominal CT scans has been investigated in recent years. The aim of the study was to correlate BMD and bone mineral content (BMC) obtained from CT studies with data obtained by DXA. Twenty eight women (age 63.4 ± 10.3 years old, range: 37-85) who underwent abdominal CT for different reasons and DXA measurements within 6 months were included. A simple manual region of interest (RI) which delineated the edge of the vertebral body was applied to L3. We measured 1) CT: Volumetric integral density (BMDv) -trabecular and cortical bone- of the axial section and area (A) in cm^2 . Density was multiplied by area to obtain a value equivalent to BMC. 2) DXA: BMD and BMC in a RI of 10 mm height in the middle of L3. All parameters obtained by CT correlated significantly with the corresponding to DXA : BMDv vs BMDa $r: 0.67$ ($p=0.005$) y BMC-CT vs BMC-DXA: $r: 0.75$ ($p=0.00063$). This study complements previous reports and opens the possibility of using routine abdominal CT studies to assess bone density. For that purpose reference values (age and gender) must be established.

Key words: bone mineral density, quantitative computed tomography, bone mineral content, phantom-less volumetric density.

Introducción

La densitometría ósea volumétrica (DMOV) vertebral por tomografía computarizada cuantitativa (QCT) emplea un fantoma de referencia que le permite convertir en mg/cm^3 de calcio de hidroxiapatita las unidades Hounsfield (UH) de la región (volumen) de interés de cada una de las sección vertebrales seleccionadas.¹⁻³ El fantoma contiene concentraciones conoci-

das de hidroxiapatita (K_2HPO_4) equivalentes a 0, 100, 150 y 200 mg/cm^3 . La relación lineal perfecta de la concentración mineral vs. las unidades UH de su medición por tomografía computarizada (TC) permite obtener con exactitud la DMOV a partir del valor promedio de UH de una región de interés correspondiente al área del cuerpo vertebral. DMOV (UH del cuerpo vertebral x coeficiente de regresión) (Figura 1).

Recientemente se iniciaron investigaciones con la finalidad de estimar la DMOV sin fantoma para utilizar, como un aporte secundario, los estudios de TC de abdomen y tórax realizados con otros objetivos. Estos demostraron una alta correlación ($r=0,98$) entre las UH y los correspondientes valores de DMOV estimados en g/cm^3 ; sin embargo, se observaron coeficientes de regresión algo diferentes según el modelo de equipo de cada fabricante.⁴⁻⁷ En un estudio se analizó la calibración de 14 equipos de TC, lo que le permitió proponer un método para estandarizar y obtener resultados comparables de DMOV sin fantoma con distintos equipos.⁸ De acuerdo con la opinión de los autores de los estudios citados, la validación de los resultados está aún en fase de investigación.

Una forma de contribuir a la validación de la DMOV sin fantoma es ampliar las investigaciones hasta ahora centradas en cuestiones técnicas de la TC, comparándolas con parámetros densitométricos medidos por DXA, lo que le otorgaría además una proyección clínica por ser el método asistencial de referencia. La DMO vertebral tiene una precisión de 1-1,5%. Un estudio que correlacionó los valores de DMOV con la DMO areal (DMOa) por DXA de las correspondientes vértebras obtuvo un adecuado coeficiente de correlación.⁹ Es difícil juzgar si esta correlación es metodológicamente aceptable o no, dado que la DMOa es una medida bidimensional de un objeto tridimensional, por lo que un factor geométrico aleatorio puede ser responsable de que vértebras de igual DMOV puedan

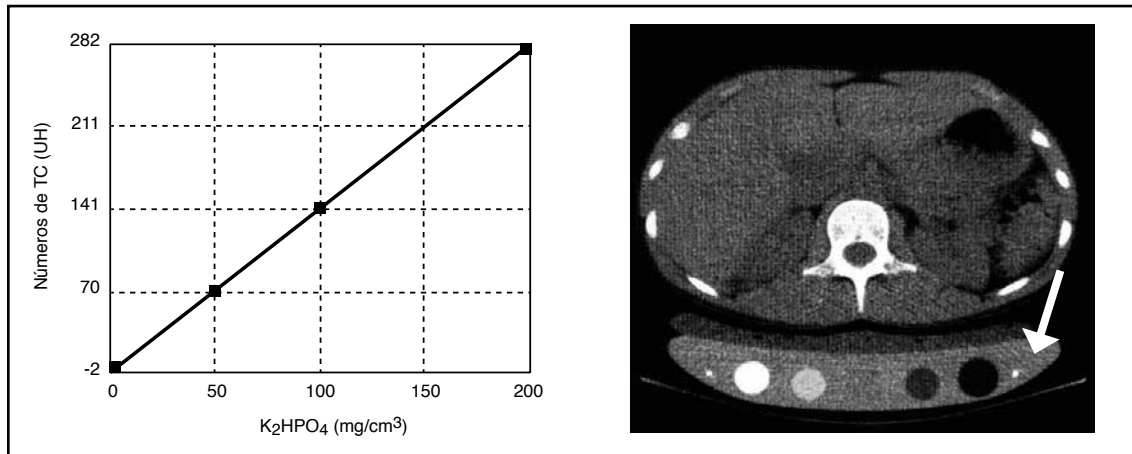


Figura 1. Determinación de DMOv por QCT. En el fantoma de plástico colocado debajo de la zona lumbar (flecha) hay tubos con concentraciones conocidas de hidroxapatita (K_2HPO_4) equivalentes a cero, 100, 150 y 200 mg/cm^3 . La relación lineal perfecta de la concentración mineral vs. las unidades Hounsfield (UH) de su medición por TC permite obtener con exactitud la DMOv a partir del valor promedio de UH de una región de interés correspondiente al área del cuerpo vertebral. $DMOv = UH \text{ del cuerpo vertebral} \times \text{coeficiente de regresión}$.

tener distintas DMOa.¹⁰ El contenido mineral óseo (CMO) estimado por DXA, en cambio, no está influenciado por el área de proyección, por lo que su correlación con la estimación del CMO derivado de la DMOv integral del cuerpo vertebral debería exhibir una dispersión menor que la de las respectivas densitometrías volumétrica y areal. Por otra parte, es importante establecer si la DMOv es un subrogado confiable de la DMO real estimada por QCT. Otro aspecto de relevancia clínica es evaluar si la DMOv sin fantoma respeta la correlación negativa con la edad bien establecida para la DMOa y la DMO por QCT.

El propósito de nuestro trabajo fue complementar los estudios de validación de la DMOv sin fantoma basados en recursos propios de la TC, y dar un primer paso proyectando sus conclusiones provisionales al terreno de la evaluación clínica y comparar los parámetros densitométricos obtenidos por TC con los correspondientes informados por DXA de la misma vértebra. Un objetivo secundario fue evaluar la correlación de la DMOv sin fantoma con la edad.

Materiales y métodos

Se incluyeron 28 mujeres (edad: $63,4 \pm 10,3$ años, rango: 37-85) a las que se les había solicitado una TC de abdomen con fines diagnósticos o control de una enfermedad y que previamente habían realizado una DMO (DXA) en un plazo no mayor de 6 meses. Se excluyeron pacientes con metástasis óseas o enfermedades oncohematológicas.

Estimamos la DMOv sin fantoma de acuerdo con el método de estandarización propuesto por el estudio mencionado precedentemente, a partir del cual calculamos el CMO.⁸

Los equipos empleados fueron un tomógrafo computarizado multidetector (320 detector CT scanner) Toshiba Aquilion One® y un densitómetro Lunar Prodigy Advance®. Los estudios tomográficos de abdomen se adquirieron con un voltaje del tubo de 120 kVp. Basados en el topograma de referencia se realizaron cortes axiales medio-vertebrales de 10 mm de espesor paralelos a los platillos superior e inferior de L3. En la imagen así obtenida (antes de la administración del contraste) se demarcó manualmen-

te una región de interés (RI) correspondiente al contorno externo del cuerpo vertebral sin los pedículos ni los procesos posteriores (Figura 2).

Se midieron en:

- Tomografía computarizada de abdomen: 1) la densidad volumétrica (DMOv) promedio integral –trabecular más cortical– multiplicando las UH por 0,903 (coeficiente de conversión para Aquilion One calculado por uno de los estudios de calibración de los equipos para convertirlos en g/cm³ de calcio de hidroxapatita⁸), 2) el área (cm²) y 3) el CMO de la sección (CMOv) determinado mediante la multiplicación de la densidad por el área.

- Densitometría por DXA: 1) la DMOa y 2) CMO de una RI de 10 mm de altura a nivel del centro de la vértebra L3 que estimamos coincidente con el espesor de la sección del cuerpo vertebral definidas por TC (Figura 3).

- Se calculó la participación de CMO-TC del cuerpo vertebral en el CMO-DXA mediante la relación porcentual: $[\text{CMOv}/\text{CMOa}] \times 100$.

En el análisis estadístico se muestran los análisis descriptivos de las variables estudiadas (media y desvío estándar). Se realizaron

correlaciones univariadas de los siguientes parámetros densitométricos (correlación de Pearson): DMOv vs. DMOa, CMO-TC vs. CMO-DXA y DMOv vs. edad. Se consideró significancia estadística con $p < 0,05$.

Resultados

Se evaluaron 28 mujeres por ambos métodos (TC y DXA) la vértebra lumbar 3 para los parámetros DMOv, DMOa, CMOv y CMOa, según los métodos referidos. Se establecieron las medias y desvíos estándares de estas mediciones y se ponderó la relación CMOa/CMOv, estableciendo que la contribución del CMOv al CMOa es del $40 \pm 10\%$ (Tabla 1).

Todas las correlaciones entre parámetros homólogos obtenidos por TC y por DXA (DMO y CMO) fueron positivas y significativas (DMO: $r = 0,67$ $p < 0,001$), especialmente al considerar la relación CMO por ambos métodos ($r = 0,75$, $p < 0,0001$) (Figura 4 A y B).

La densidad integral de la sección (DMOv) correlacionó negativamente con la edad ($r = -0,5$, $p = 0,014$) en consonancia con la conocida influencia de la edad sobre la DMO por QCT y DXA (Figura 5).

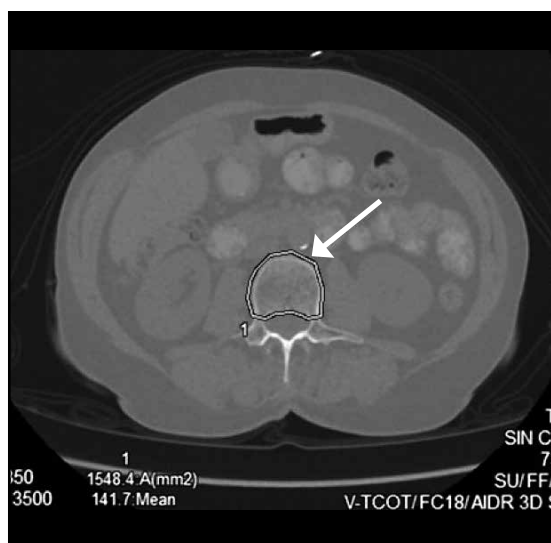


Figura 2. Tomografía computarizada de abdomen. Se señala la región de interés en la vértebra lumbar 3.

Tabla 1. Estadística descriptiva de las mediciones de densitometría volumétrica y areal y contenido mineral óseo determinadas por tomografía computarizada y DXA en la vértebra lumbar 3 de 28 mujeres que realizaron TC de abdomen y densitometría por DXA.

| Parámetro | Media \pm DS |
|-------------------------------|-------------------|
| DMOa-DXA (g/cm ²) | 1,086 \pm 0,25 |
| CMO-DXA (g) | 4,4 \pm 1,1 |
| DMOv (g/cm ³) | 0,152 \pm 0,051 |
| CMO-TC (DMOv x Área) (g) | 1,78 \pm 0,7 |
| CMO-TC/CMO-DXA (%) | 40 \pm 10 |

Abreviaturas: CMO: contenido mineral óseo; DMO: densidad mineral ósea, v= volumétrica, a= areal; TC: tomografía computarizada; DXA: densitometría areal por rayos X.

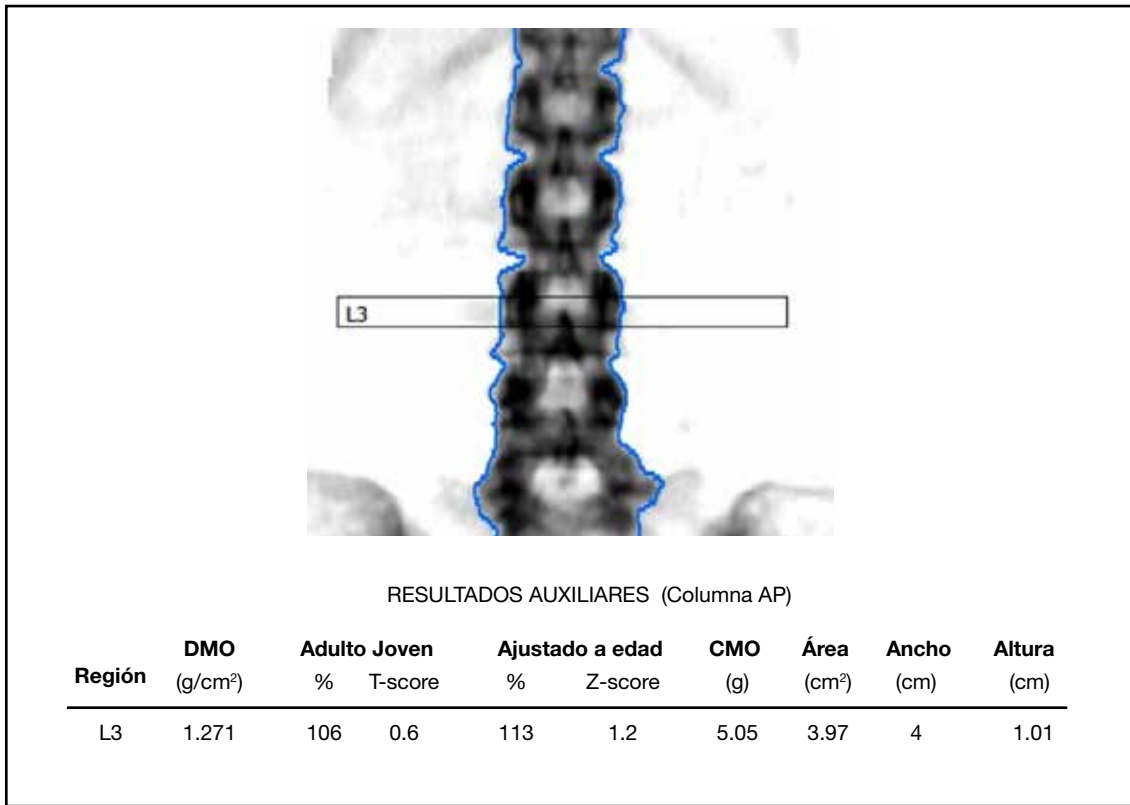


Figura 3. Densitometría por DXA. Se señala la región de interés de la vértebra lumbar 3.

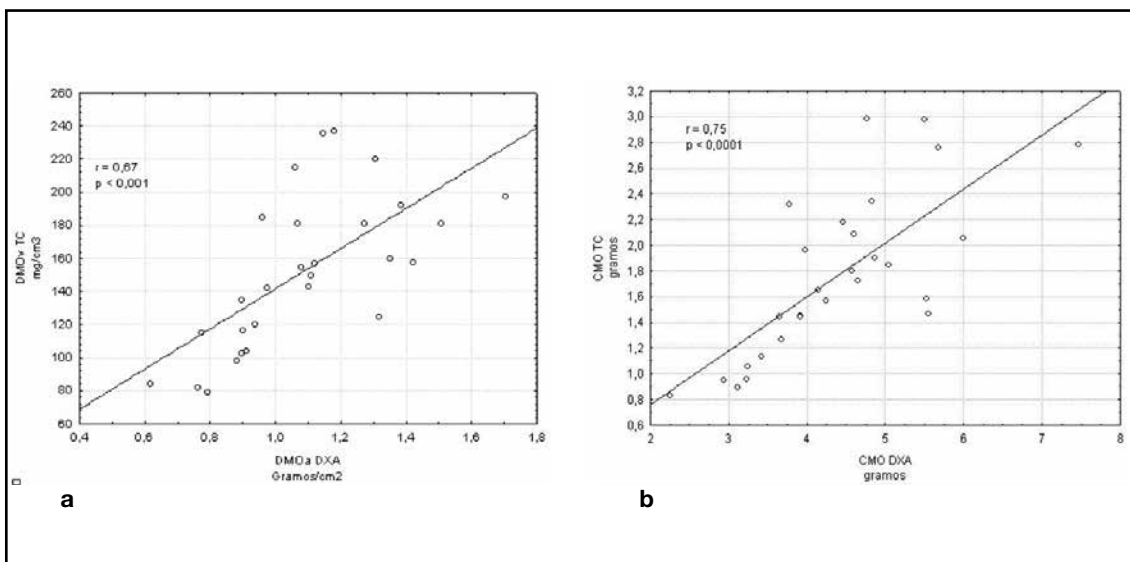


Figura 4. Coeficientes de correlación de a) densitometría volumétrica y areal, b) contenido mineral óseo medidos por tomografía computarizada y DXA en una población de 28 mujeres.

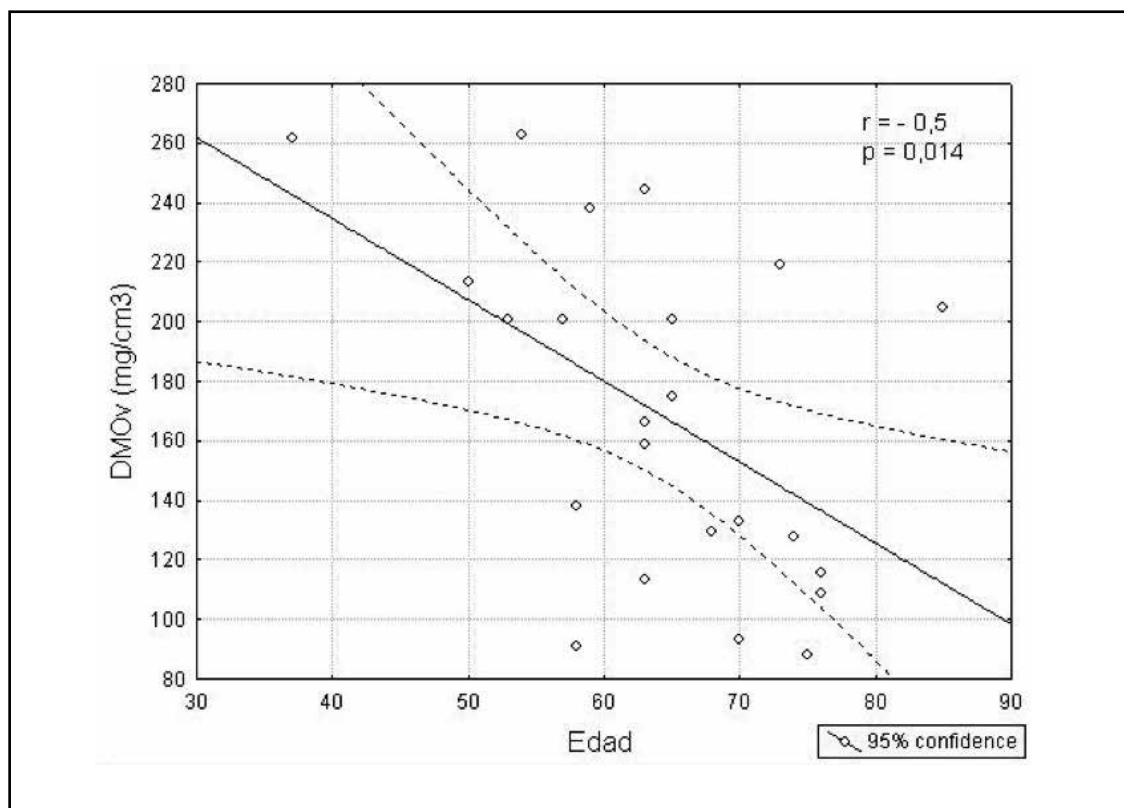


Figura 5. Coeficiente de correlación de la densitometría ósea volumétrica medida por tomografía computarizada (L3) y edad de 28 mujeres adultas.

Discusión

La densitometría por tomografía computarizada cuantitativa mide con exactitud y alta precisión de corto plazo (CV 0,8%) la DMO volumétrica de las secciones axiales de los cuerpos vertebrales lumbares.¹⁻³ Para ello se vale de un fantoma de calibración que permite determinar un coeficiente para la conversión de las unidades Hounsfield en mg/cm³ de calcio de hidroxapatita. La posibilidad de medir la DMO vertebral sin fantoma a partir de estudios clínicos de tomografía computarizada de abdomen como un análisis adicional de este puede resultar de interés en determinados contextos clínicos.

Las investigaciones para abordar este propósito fueron realizadas en estudios con diferentes diseños. En algunos centros, que

adicionaron el fantoma de calibración a estudios de TC de abdomen o columna, encontraron una muy alta correlación entre las UH y la resultante DMOv de la región de interés estudiada. Esto es un indicio de que los factores de conversión son válidos entre estudios del mismo centro efectuados con el mismo equipo.⁴⁻⁷ Un estudio de similares características, multicéntrico, evaluó un gran número de pacientes con el accesorio del fantoma y entre otros análisis, correlacionó la DMOv en mg/cm³ así obtenidos con los datos crudos de las UH de las correspondientes vértebras, escaneadas con 14 modelos distintos de 5 fabricantes de tomógrafos computados, entre ellos el Aquilion One, con similares condiciones de escaneo que en el presente trabajo. Si bien había pequeñas diferencias



entre modelos de tomógrafos en el valor del coeficiente de conversión, la correlación entre los valores de UH y los de la DMOv de la vértebra era muy alta ($r=0.98$).⁸ Esto permitió una standardización del factor de conversión para el Aquilion One. Este factor (0,903, coeficiente de variación 3,6%) fue aplicado en el presente trabajo. Otros autores, en lugar de utilizar un fantoma, obtuvieron una regresión a partir de las densidades de determinadas estructuras como músculo y grasa, con la que calcularon el factor de conversión y utilizaron la DMO por DXA como medida referencial para validar la DMOv así obtenida. El coeficiente de correlación entre la DMO DXA vs. DMOv resultó 0,634.⁹

El presente es un estudio exploratorio de las posibilidades de utilizar la DMOv sin fantoma en estudios clínicos de TC de abdomen. Siendo la DMO por DXA el método de referencia para la valoración clínica de masa ósea, también hemos elegido los parámetros densitométricos que brinda para cotejarlos con los obtenibles por TC.

En nuestro estudio comprobamos que la DMOv medida sin fantoma en la vértebra lumbar 3 tiene una buena correlación con la DMOa de la misma vértebra ($r=0,67$), corroborando los resultados de Pickhardt y cols.⁹ A diferencia del estudio mencionado y por las razones expuestas en la introducción se puso énfasis en el CMO, correlacionando este parámetro obtenido por las dos diferentes metodologías; así se obtuvo una mejor correlación que con la DMO ($r=0,75$). Para estimar el CMO hemos definido una RI que abarcara el cuerpo vertebral en forma integral y no solo la porción trabecular de la vértebra de acuerdo con la técnica habitual de DMO por QCT. No obstante, persisten diferencias en los objetos involucrados en la cuantificación del CMO por ambos métodos pues, mientras el CMO por TC se refiere solamente al cuerpo vertebral, el CMO por DXA abarca además los procesos posteriores de la vértebra.^{11,12} Esto explicaría la diferencia

en los valores de CMO obtenidos por uno y otro método. Un estudio enfocado en determinar la proporción de CMO atribuible a los procesos posteriores indica que esta es muy variable, lo que definitivamente atenta para que la correlación entre CMO-TC (cuerpo vertebral) y CMO-DXA (vértebra completa) sea aún mayor.¹² En ese aspecto, el presente estudio también está en línea con aquel estudio al encontrar que un $40\pm 10\%$ del CMO medido por TC corresponde al cuerpo vertebral.¹²

En pos de la claridad de la exposición y para satisfacer nuestra estrategia de estudio hemos convertido las UH en g/cm^3 , pues el producto UH x área hubiera derivado en una magnitud no existente hasta donde alcanza nuestro conocimiento. Es relevante el CV de 3,6% para equipos Aquilion One.⁸ Este valor indica una precisión menor que la DMO por QCT pero es una evidencia que las UH, variable madre de los parámetros que derivan de ella, correlacionan fuertemente con el valor real de la DMO por QCT.

Como un argumento más para verificar la factibilidad del objetivo del estudio hemos evaluado si la relación de la DMO-TC con la edad está en concordancia con lo conocido epidemiológicamente. Nuestros resultados verifican el descenso de masa ósea ya establecidos por QCT y DXA. Asimismo, la mayor correlación del CMO estimado por TC y DXA que sus respectivos DMO son indicadores indirectos de que las UH son un subrogado confiable clínicamente de la real DMOv.

Conclusiones

El presente estudio complementa, desde una visión clínica, la posibilidad de evaluar adicionalmente la DMO en estudios clínicos de TC de abdomen. Para que esta práctica pueda ser incorporada con fines asistenciales, se requieren investigaciones adicionales, destinadas a asegurar la confiabilidad de sus determinaciones y valores de referencia de sexo y edad específicos.

La potencialidad de su aplicación clínica se adscribe a la detección y seguimiento de osteoporosis secundaria a las patologías y tratamientos para cuyo diagnóstico y seguimiento se indican los estudios de TC de abdomen.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflictos de intereses.

Recibido: abril 2016.

Aceptado: noviembre 2016.

Referencias

1. Cann CE. Quantitative CT for determination of bone mineral density: a review. *Radiology* 1988; 166:509-22.
2. Adams JE. Quantitative computed tomography. *Eur J Radiol* 2009;71:415-2.
3. Prior JC, Vigna YM, Wark JD, et al. Premenopausal ovariectomy-related bone loss: a randomized, double-blind, one-year trial of conjugated estrogen or medroxyprogesterone acetate. *J Bone Miner Res* 1997; 12:1851-63.
4. Schwaiger BJ, Gersing AS, Baum T, Noël PB, Zimmer C, Bauer JS. Bone mineral density values derived from routine lumbar spine multidetector row CT predict osteoporotic vertebral fractures and screw loosening. *Am J Neuroradiol* 2014; 35:1628-33.
5. Hopper KD, Wang MP, Kunselman AR. The use of clinical CT for baseline bone density assessment. *J Comput Assist Tomogr* 2000; 24:896-9.
6. Papadakis AE, Karantanas AH, Papadokostakis G, Petinellis E, Damilakis J. Can abdominal multi-detector CT diagnose spinal osteoporosis? *Eur Radiol* 2009; 19:172-6.
7. Mueller DK, Kutscherenkob A, Bartel H, Vlasenbroek A, Ourednicek P, Erckenbrecht J. Phantom-less QCT BMD system as screening tool for osteoporosis without additional radiation. *Eur J Radiol* 2011; 79:375-81.
8. Budoff MJ, Malpeso JM, Zeb I, et al. Measurement of phantomless mineral density on coronary artery calcium CT scans acquired with various CT scanner models. *Radiology* 2013; 267:830-6.
9. Pickhardt PJ, Lee LJ, del Rio AM, et al. Simultaneous screening for osteoporosis at CT colonography: bone mineral density assessment using MDCT attenuation techniques compared with the DXA reference standard. *J Bone Miner Res* 2011; 26:2194-203.
10. Carter DR, Bouxsein ML, Marcus R. New approaches for interpreting projected bone densitometry data. *J Bone Miner Res* 1992; 7:137-42.
11. Lang TF, Guglielmi G, van Kuijk C, De Serio A, Cammisa M, Genant HK. Measurement of bone mineral density at the spine and proximal femur by volumetric quantitative computed tomography and dual-energy X-ray absorptiometry in elderly women with and without vertebral fractures. *Bone* 2002; 30:247-50.
12. Lee DCL, Campbell PP, Gilsanz V, Wren TA. Contribution of the vertebral posterior elements in anterior-posterior DXA spine scans in young subjects. *J Bone Miner Res* 2009; 24:1398-403.