

PROTOS OSTEOPOROSIS

Coordinador

Manuel Sosa Henríquez

ASO43G150-5000
ACTO1142

CAPÍTULO IV

Métodos de determinación de la densidad mineral ósea

CARLOS GÓMEZ ALONSO Y J. BERNARDINO DÍAZ LÓPEZ

*Servicio de Metabolismo Óseo y Mineral. Instituto Reina Sofía de Investigación.
Hospital Universitario Central de Asturias. Oviedo*

El desarrollo de los métodos de cuantificación de la masa ósea ha marcado la evolución conceptual de la osteoporosis. La osteoporosis fue, durante más de un siglo, una entidad exclusivamente anatomopatológica, definida como “disminución de la masa ósea por unidad de volumen de hueso, siendo la mineralización del mismo normal”¹. Con la aplicación de los Rayos X, en la descripción de la osteoporosis posmenopáusica se añade a la definición “acompañado de fracturas espontáneas o tras traumatismos mínimos”².

Casi 50 años después, en la primera conferencia de consenso de Copenhague en 1990, se pasó a definir la osteoporosis como “enfermedad difusa del esqueleto caracterizada por una disminución de la masa ósea y alteraciones de la microarquitectura del tejido óseo como consecuencia de la cual aumenta la fragilidad ósea y la susceptibilidad a las fracturas”³. En la última conferencia de consenso desaparece la noción de masa ósea y se define como “enfermedad esquelética caracterizada por una resistencia ósea disminuida que predispone a una persona a un riesgo aumentado de fractura”⁴.

La definición de la última conferencia de consenso definición va claramente por delante de las posibilidades técnicas ya que para la medición de la resistencia ósea, entendida como combinación de cantidad y calidad óseas, técnicamente sólo se dispone hoy en día de la medición fiable de la primera de las magnitudes. Por este motivo, a nivel práctico, todas las guías de diagnóstico, prevención y tratamiento de la osteoporosis plantean como criterio básico y fundamental en su definición la medición de la masa ósea³⁻⁶. Sin embargo, la masa ósea no es el único factor de fragilidad y puede incluso no ser el más importante⁷. Así, se ha visto cómo otros factores clínicos, y en particular la presencia de fracturas previas, tienen un gran valor predictivo de nuevas fracturas independiente de la masa ósea⁸. Por ello, sigue siendo práctica habitual realizar el diagnóstico de osteoporosis ante el hallazgo radiológico de una fractura por traumatismo mínimo o no identificable.

MÉTODOS DE EVALUACIÓN DE LA MASA ÓSEA

Históricamente, el primer método de evaluar la masa ósea y definir osteoporosis fue el estudio histológico. Aunque podría considerarse a la histología/histomorfometría como patrón oro en la valoración de la masa ósea, sus limitaciones respecto a ser un método restringido, cruento, lento y costoso lo han relegado prácticamente a estudios de investigación⁹.

Los métodos de cuantificación de masa ósea que se han impuesto son indirectos (**Tabla 1**). El más común, pero impreciso, es la lectura cualitativa de una placa radiológica. La radiología simple ha sido y es, por su difusión, la herramienta diagnóstica más empleada en la evaluación de la osteoporosis. Sus limitaciones, señaladas desde los mismos inicios de la descripción clínica de esta enfermedad¹⁰, son notables. La osteopenia radiológica precisa de una

Tabla 1. Métodos de evaluación de la masa ósea.

Directa	Histología/Histomorfometría Micro tomografía (μ QCT) Micro resonancia magnética (μ RMN)
Indirecta	
– Cualitativa	Radiología simple
– Semicuantitativa	Índices radiológicos (Shing, Meunier...)
– Radiogrametría	Índices de Nordin-Barnet, Morgan...
– Cuantitativa	Técnicas densitométricas
	Técnicas axiales: Densitometría fotónica dual (DPA) Tomografía axial cuantitativa (QCT) Densitometría radiológica de doble energía (DXA) (columna lumbar, cadera)
	Técnicas periféricas: Densitometría radiológica monoenergética (SXA) Densitometría fotónica simple (SPA) DXA periférica (pDXA) (radio, calcáneo, falanges) Tomografía periférica cuantitativa (QCTp) Ultrasonidos cuantitativos (QUS) Radiogrametría digital cuantitativa (QDR)

disminución de masa ósea de hasta un 35% para ser perceptible por el ojo humano. Signos característicos, como el remaque de corticales, la trabeculación vertical o resorciones subperiósticas pueden verse artefactados por la dureza del haz de rayos X, técnica de revelado o esclerosis yuxtarticular que magnifican la radiolucencia ósea¹¹. Los índices radiológicos semicuantitativos, trabeculación de la cabeza femoral o de Singh, o índices de radio cortical/medular en metacarpianos, se han abandonado por su escasa reproducibilidad y sus limitaciones para efectuar el seguimiento.

En la década de los 60, Cameron y Sorenson¹² sentaron las bases del desarrollo de técnicas cuantitativas de determinación de la

masa ósea con la absorciometría fotónica simple (SPA), que permite la valoración del hueso periférico. El progreso tecnológico ha permitido el desarrollo de instrumentos capaces de cuantificar la masa ósea en diferentes áreas esqueléticas con una mayor precisión y exactitud.

Densitometría ósea

La evaluación indirecta cuantitativa se puede llevar a cabo mediante diferentes técnicas densitométricas que se fundamentan en la alteración que produce el tejido óseo mineralizado sobre agentes físicos.

Por su aplicación clínica, se pueden clasificar entre las que permiten evaluar hueso axial y las que exploran huesos periféricos ya que, por la metodología que emplean, no pueden acceder a huesos con abundante tejido blando adyacente.

Todas las técnicas han mostrado cierta capacidad de predecir el riesgo de fractura¹³. La capacidad de predicción del riesgo de fractura de la masa ósea evaluada por densitometría en diferentes sectores anatómicos se asocia a un mayor riesgo relativo de fractura en el mismo lugar anatómico donde se ha evaluado la misma. Pero, como puede observarse en el metaanálisis de Marshall, el riesgo relativo asociado a la predicción de cualquier tipo de fractura es muy similar (1,5 veces por cada desviación estándar que disminuye la masa ósea) con todas las técnicas, tanto axiales como periféricas¹⁴ (**Tabla 2**).

Las técnicas axiales (DXA: *dual X-ray absorptiometry*; QCT: *Quantitative computed tomography*) permiten explorar vértebras y cadera. Mientras la QCT permite sustraer y analizar el hueso trabecular puro, mediante la DXA se debe evaluar conjuntamente el

Tabla 2. Predicción del riesgo de fractura en distintas localizaciones mediante la determinación de la DMO en varios sectores anatómicos.

DMO	Tipo de fractura			
	Antebrazo	Cadera	Vértebra	Todos
Radio proximal	1,8 (1,5-2,1)	2,1 (1,6-2,7)	2,2 (1,7-2,6)	1,5 (1,3-1,6)
Radio distal	1,7 (1,4-2,0)	1,8 (1,4-2,2)	1,7 (1,4-2,1)	1,4 (1,3-1,6)
Cadera	1,4 (1,4-1,6)	2,6 (2,0-3,5)	1,8 (1,1-2,7)	1,6 (1,4-1,8)
Columna lumbar	1,5 (1,3-1,8)	1,6 (1,2-2,2)	2,3 (1,9-2,8)	1,5 (1,3-1,8)
Calcáneo	1,6 (1,4-1,8)	2,0 (1,5-2,7)	2,4 (1,8-3,2)	1,5 (1,4-1,6)

Riesgo relativo e intervalo de confianza. Marshall D, BMJ 1996, 312, 1254-9.

hueso trabecular y cortical. La mejor precisión de la DXA, su menor exposición radiológica (0,5 m Sv; 20 veces menos que QCT) y la ausencia de radiación de dispersión ha hecho de la DXA el patrón de oro en la evaluación incruenta de la masa ósea.

La DXA se ha impuesto como técnica densitométrica por diferentes razones:

- Permite explorar los sectores anatómicos donde asientan las fracturas osteoporóticas epidemiológicamente más relevantes –columna vertebral y extremidad proximal del fémur–.
- Tiene una excelente precisión que permite un control evolutivo en un plazo razonable.
- La evolución de la masa ósea en esos sectores con la edad es concordante con la epidemiología de la enfermedad.
- Permite observar la respuesta terapéutica de la masa ósea –en huesos periféricos pueden no observarse cambios en enfermos con respuesta axial y disminución del riesgo de fractura–.

- La exposición radiológica es razonablemente baja y predice el riesgo de fractura en cualquier sector anatómico de manera similar a la densitometría periférica.

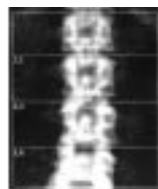
Densitometría radiológica de doble energía (DXA)

Los diferentes densitómetros DXA se basan en el mismo principio: generación de una imagen digitalizada en función de la atenuación de dos haces colimados de rayos X, de alta y baja energía, de un determinado sector anatómico. Aunque existen diferencias en los tipos de filtros, número de detectores y emisores de rayos X, sistema de calibración y algoritmos para la selección de áreas de interés, son estos dos últimos los responsables de que no sean idénticos los valores obtenidos por densitómetros de diferentes casas comerciales.

El cálculo de la densidad se realiza a través de un proceso matemático que se inicia con la diferenciación del tejido óseo respecto a los tejidos blandos —diferencial de la captación del haz de baja y alta energía—, determinación del área explorada (cm^2), determinación del contenido mineral (CMO, g) y con el cociente de ambos se obtiene la densidad por unidad de superficie (DMO, g/cm^2) en cada subsector de la región ósea explorada (**Figura 1**).

Existen programas específicos para la exploración lateral de la columna lumbar, del antebrazo, exclusión de material protésico, análisis de escoliosis, huesos pequeños (que permite su utilización con animales de experimentación), así como densitómetros que permiten la exploración del cuerpo entero aportando información no sólo de la densidad mineral ósea sino también de la composición corporal de los tejidos blandos. Los tiempos de exploración se sitúan entre 8 y 15 minutos, si bien existen modos de

Figura 1. Imagen de densitometría de columna lumbar y cadera con sus subsectores anatómicos (A: cuello de fémur; B: trocánter, C: triángulo de Ward, y D: intertrocantereo). Valores de área, contenido mineral y densidad mineral ósea, así como referidos al pico de masa ósea (puntuación T) y respecto a su grupo de edad (Puntuación Z).



Región	BMD	T(30,0)		Z	
N/A					
L2	0,741	-2,61	72%	-0,97	87%
L3	0,818	-2,42	75%	-0,69	92%
L4	0,858	-2,35	77%	-0,56	93%
L2-L4	0,806	-2,48	75%	-0,76	91%



Región	Área cm ²	MBC (g)	BMC (g/cm ²)
Neck	5,09	3,27	0,642
Troch	9,64	4,75	0,493
Inter	16,42	14,00	0,853
Total	31,15	22,02	0,707
Ward's	1,12	0,51	0,460

exploración rápida que los reducen más del 50%, con una menor resolución de imagen, pero manteniendo una buena precisión. La dosis radiológica recibida por el paciente es muy baja, de 0,5 a 2,4 μ Sv (esta última para cuerpo entero)¹⁵.

Las últimas generaciones de densitómetros DXA, provistos de multiemisores y multirreceptores, incorporan brazos móviles que permiten la exploración lateral de la columna vertebral con el paciente en decúbito supino, reducen extraordinariamente el tiempo de exploración y permiten obtener de forma estandarizada y automática índices morfométricos de deformidad vertebral, tanto de la columna lumbar como de la dorsal.

La precisión de la DXA, evaluada como coeficiente de variación, se sitúa en el 0,5% para exploraciones *in vitro* y entre el 1-2%, según los sectores anatómicos para la exploraciones *in vivo*. La realización de un programa de control de calidad diario, mediante la exploración sobre un fantoma, es imprescindible para detectar cualquier tipo de fallo que altere la precisión del aparato¹⁵.

Interpretación de la densitometría

Una vez realizada la densitometría, hay que tener en cuenta los posibles factores que pueden influir en la correcta interpretación clínica de la misma: correcta colocación del paciente y selección de las áreas de interés (dependientes del técnico que realiza la exploración, evaluables mediante la inspección de la imagen) y, muy importantes, los dependientes del paciente.

Los factores dependientes del paciente –interferencias producidas por alteraciones anatómicas (artrosis, calcificaciones vasculares, clips metálicos, composición de tejidos blandos e incluso cambios en el contenido graso medular)– tienen influencia en todas las técnicas, aunque casi siempre se mencionen para la densitometría DXA, al ser la más ampliamente difundida. En algunos casos hay que valorar la posibilidad de efectuar la densitometría en otro sector anatómico o utilizar otra técnica alternativa.

En ocasiones, los artefactos son temporales (presencia de contraste baritado intestinal o pirofosfato de Tecnecio en hueso...) y la simple demora de la exploración resuelve el problema.

También merece una consideración especial la posible interferencia de la composición de tejidos blandos. Así, los equipos de densitometría DXA ofrecen el mejor rendimiento para un 10-60% de grasa corporal en el sector a explorar. Variaciones fuera de ese rango incrementan (si hay aumento de grasa) o decrementan de

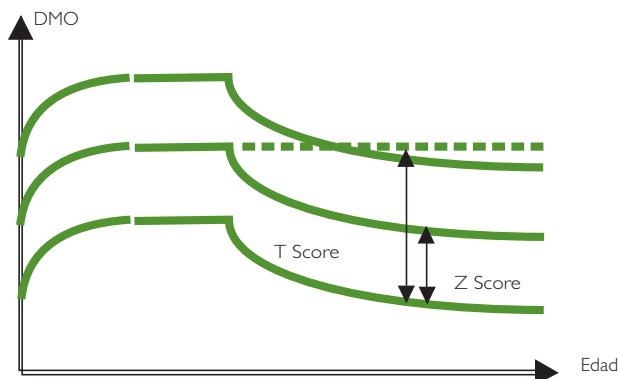
forma notable los valores obtenidos, al modificar el valor basal de referencia de los tejidos blandos adyacentes. De la misma manera, calcificaciones de tejidos blandos adyacentes (hematomas en evolución, nefrocalcinosis, calcificaciones musculares) elevan la densidad relativa de los tejidos blandos y, por contraste, minusvaloran la densidad relativa del hueso.

A nivel de la columna vertebral, es importante resaltar que, en circunstancias normales, se produce un aumento de masa ósea en sentido descendente. Una variación exagerada de la DMO de una vértebra respecto a las adyacentes obliga a descartarla para el análisis de la masa ósea, además de realizar el diagnóstico diferencial oportuno (valores muy elevados: metástasis blástica, enfermedad de Paget, fractura vertebral, espondilosis severa local...; valores muy bajos: metástasis lítica, hemangioma vertebral, fractura vertebral...).

La densitometría lumbar, con un hueso predominantemente trabecular, sería la técnica de elección en pacientes por debajo de 60-65 años (ya que las fracturas más incidentes son las vertebrales); por el contrario, por encima de esa edad, la prevalencia de los trastornos artrósicos y la importancia de la fractura de cadera como complicación más importante hace más recomendable la densitometría en la extremidad proximal del fémur.

Una vez obtenida la DMO en un determinado paciente, ésta debe ser considerada en función de los valores de su población de control, bien respecto al pico de masa ósea de la población joven sana (puntuación T) o bien respecto a su grupo de edad y sexo (puntuación Z). En ambos casos se transforma el valor de la DMO en desviaciones estándar respecto al valor medio poblacional (**Figura 2**). La estandarización debe realizarse utilizando valores poblacionales válidos, a ser posible, de la misma población estudiada. En España se dispone de un amplio estudio

Figura 2. Representación gráfica y cálculo de las puntuaciones T y Z.



$$\text{Puntuación T} = \frac{\text{DMO sujeto} - \text{DMO "pico de masa ósea"}}{\text{Desviación estándar del "pico de masa ósea"}}$$

$$\text{Puntuación Z} = \frac{\text{DMO sujeto} - \text{DMO media para su edad y sexo}}{\text{Desviación estándar de su grupo de edad y sexo}}$$

Tabla 3. Valores del pico de masa ósea DMO (g/cm²) en población sana española en diferentes sectores anatómicos para Hologic (tomados del Estudio del Grupo de Trabajo en Osteoporosis)^{16,17}.

Sector	Hombres	Mujeres
L2-L4	1,030 ± 0,125	1,033 ± 0,106
C. fémur	0,927 ± 0,124	0,840 ± 0,109
Trocánter	0,774 ± 0,115	0,668 ± 0,085
Intertrocantérea	1,195 ± 0,170	1,062 ± 0,116
T. De Ward	0,784 ± 0,173	0,727 ± 0,101
Total	1,031 ± 0,142	0,919 ± 0,097

de la población española a nivel de columna vertebral y de cadera, tanto para hombres como para mujeres, cuyos valores para el pico de masa ósea se recogen en la **Tabla 3**^{16,17}. Aunque fueron obtenidos con un densitómetro Hologic, es posible la conversión o estandarización de los valores para otros densitómetros DXA¹⁸. A nivel internacional, se han propuesto como referencia de normalidad, por su tamaño muestral y metodología de reclutamiento, los valores obtenidos en el estudio de población norteamericana NHANES III, aunque sólo dispone de estudio de cadera¹⁹.

Criterios diagnósticos de osteoporosis basados en la masa ósea

En 1994, un informe técnico de la OMS²⁰ estableció los criterios diagnósticos de osteoporosis basados en la masa ósea, que clasifican a las pacientes de acuerdo a la puntuación T o divergencia en DE respecto al pico de masa ósea de la mujer adulta joven, como ya hemos señalado anteriormente.

Normal: si presenta una puntuación T mayor de -1 .

Osteopenia: si la puntuación T es igual o menor a -1 pero mayor de $-2,5$.

Osteoporosis: una puntuación T de $-2,5$ o menor.

Osteoporosis grave o establecida: cuando la osteoporosis densitométrica se acompaña de la presencia de al menos una fractura por fragilidad.

El documento limita esta definición a la mujer caucásica, pero deja abierta la definición a las diferentes técnicas densitométricas y áreas de medición entonces en uso, principalmente DXA lumbar, cuello de fémur y radio distal. En el mismo documento, ya se resalta la diferencia de prevalencia de osteoporosis empleando un área de medición u otra.

Esta clasificación, aunque no tiene, en principio, implicaciones terapéuticas, ha permitido homogeneizar universalmente el criterio diagnóstico, fundamentalmente para hacer comparables estudios epidemiológicos y hacer similares los criterios de inclusión en ensayos clínicos prospectivos, pero plantea tres problemas fundamentales: existencia de un porcentaje notable de pacientes clasificadas como osteopénicas y que presentan fracturas osteoporóticas, extraordinaria prevalencia de osteoporosis en pacientes de edad avanzada y no aplicabilidad cuando la DMO se efectúa con técnicas o en sectores anatómicos donde la evolución de la masa ósea con la edad sea diferente a la DXA posteroanterior de la columna o de la cadera (DXA lateral lumbar, QCT de columna ultrasonidos en el calcáneo...).

Otro motivo de divergencia en el diagnóstico de osteoporosis ha sido los valores de referencia de normalidad. Inicialmente, cada densitómetro adjuntaba sus valores de normalidad obtenidos de muestras, aunque amplias, de población femenina muy seleccionada. Propuesto posteriormente la conveniencia de que cada población obtuviera sus propios valores de normalidad en muchos casos, como el español, se observó que no coincidían específicamente con los dados por las casas comerciales de los diferentes densitómetros. La publicación de los valores de normalidad de la encuesta de salud norteamericana NHANES III ha hecho de los mismos los valores de referencia.

Desde el punto de vista de los estudios epidemiológicos se propone emplear como área de determinación la cadera por DXA, utilizando los valores de referencia de normalidad y puntuación T derivados de la población femenina del estudio NHANES III, tanto para el hombre como para la mujer¹⁹.

La Sociedad Internacional de Densitometría Clínica (ISCD) recomienda para el diagnóstico clínico de osteoporosis el empleo del

valor menor de los observados en columna lumbar, cuello femoral, cadera total y trocánter²¹. Dentro del tercio proximal de fémur, por su precisión para el seguimiento, se recomienda el total de la cadera²¹.

La aplicación de los criterios diagnósticos de la OMS en hombres, niños y otros grupos étnicos no está precisada²². Existen discrepancias en relación al empleo de estos criterios de la OMS en el varón y no existe acuerdo sobre qué valores de referencia se deben utilizar, si aquellos derivados del pico de masa ósea específicos para el hombre o los ya aceptados para la mujer²³.

Si la puntuación T es clave para el diagnóstico de osteoporosis, es importante señalar que el riesgo absoluto de fractura para un mismo valor de la masa ósea cambia sustancialmente con la edad. Así, el riesgo absoluto de fractura de cadera en los 10 años siguientes para una mujer de 45 años con osteoporosis densitométrica es de 2,2%, similar al de una paciente de 75 años con una masa ósea normal (-1 T), a pesar de que sea unas 5 veces superior al de una mujer de su edad con masa ósea normal¹⁹. La puntuación Z, desviaciones estándar respecto a su grupo de edad y sexo, evalúa el riesgo futuro de fractura para su edad; de ahí que se haya postulado su utilización como criterio de intervención terapéutica (valores inferiores a -1 Z, en pacientes mayores de 60 años)²⁴.

Indicaciones de la densitometría ósea

En el momento actual no hay evidencias científicas que apoyen la utilización de la densitometría en el cribado poblacional indiscriminado. Por ello, debe utilizarse en la búsqueda selectiva de casos en situaciones clínicas de riesgo, deformidades vertebrales y osteopenia radiológica, historia de fracturas no traumáticas y

llo femoral), el intervalo de tiempo que debe transcurrir para realizar un control evolutivo mediante densitometría ósea va a depender de dicho cambio valorable y del cambio esperado. En DXA axial, el tiempo medio sería de 18-24 meses²⁵. Resaltar que los cambios de la masa ósea apenas explican entre un 5 y un 20% de la reducción del riesgo de fractura en los ensayos clínicos con antirreabsortivos.

ULTRASONIDOS CUANTITATIVOS

Por la extraordinaria difusión en los últimos años de los equipos de ultrasonidos para la evaluación del hueso, éstos merecen un apartado específico.

Los sistemas de ultrasonidos cuantitativos (QUS) cuantifican las modificaciones que produce el hueso sobre dos propiedades físicas de las ondas de ultrasonidos, como son:

- *Velocidad de transmisión (SOS: speed of sound)* a través del hueso o a lo largo de una superficie ósea, expresada en m/s. La velocidad de transmisión es proporcional al módulo de elasticidad (módulo de Young, específico de cada material) e inversamente a la densidad. A menor densidad menor velocidad de transmisión.
- *Atenuación de la amplitud de onda (BUA: broadband ultrasound attenuation)* a través del hueso, expresada en decibelios por megahertzio (dB/MHZ). Cuanto mayor sea la densidad o más compleja la estructura a atravesar mayor será la modificación o atenuación que sufra la onda ultrasónica.

Aunque existen diversos sistemas (en seco/de inmersión; de transductores fijos/de barrido), siempre se necesita aplicar sobre

sectores anatómicos accesibles, periféricos, con poco tejido blando circundante. Inicialmente, se desarrollaron sistemas de medición sobre rótula pero, en la actualidad, prácticamente sólo se utilizan en calcáneo, falanges y tibia²⁶.

Los sistemas que utilizan SOS y BUA en el calcáneo incorporan el llamado *índice de calidad* (QUI o *Stiffness*), que es un derivado de ambos, que teóricamente ofrece una información más global (calculado a través de una fórmula polinómica específica para cada fabricante). Sin embargo, la mayoría de los vínculos clínicos de los QUS se han establecido con SOS o con BUA²⁶.

Algunos equipos ofrecen una masa ósea estimada, expresada en g/cm², que es el resultado de aplicar una regresión entre el QUI y la masa ósea en calcáneo por DXA. Tiene la ventaja de hacernos más familiares las unidades de medida pero el peligro de hacernos atribuir las ventajas e inconvenientes de una determinación de masa ósea cuando lo que realmente hemos medido han sido propiedades de QUS.

La precisión de los QUS es aceptable pero, al considerar el estrecho rango de variabilidad biológica (rango en el que se sitúa la población), es inferior a la DXA y no permite su utilización en la monitorización. En la precisión va a influir desde la colocación del paciente, la temperatura y la composición de los tejidos blandos hasta la protección de silicona que llevan los transductores. Todo ello hace que sea necesario ser extraordinariamente meticuloso en el procedimiento operativo (evitar oscilaciones bruscas de temperatura/humedad, y tiempo de estabilización, si se desplaza el equipo)²⁷.

Como en el caso de la densitometría periférica, a la que aventajan por no suponer exposición radiológica, soportan una gran carga de trabajo (rapidez de exploración sin necesidad de des-

Tabla 5. Valores del pico juvenil de ultrasonidos en calcáneo en población española (Sahara Sonometer). (Tomados del Grupo de Investigación en Ultrasonidos y Metabolismo Óseo)²⁹.

	Hombres	Mujeres
BUA (db/MHz)	84,5 ± 18,4	77,8 ± 15,9
SOS (m/s)	1567,5 ± 33,3	1.565,8 ± 30,7
QUI	106,0 ± 20,2	103,0 ± 18,4
Est. BMD (g/cm²)	0,594 ± 0,127	0,575 ± 0,116

vestir al paciente, colocación del área de interés sencilla...), son equipos económicamente más accesibles y han demostrado capacidad en la predicción del riesgo de fracturas^{13,14}, similar a la determinación de masa ósea, con un riesgo relativo de 1,62 (1,46-1,80) respecto a la fractura de cadera²⁸, siendo, además, un factor predictor independiente de la propia masa ósea. Los QUS en calcáneo son los más difundidos, existiendo en nuestro país un amplio estudio de referencia poblacional²⁹ cuyos valores referidos al pico juvenil, para ambos sexos, se recogen en la **Tabla 5**.

La utilización de QUS como método diagnóstico es limitada y, en cualquier caso, no se pueden utilizar los mismos criterios que con DXA. En base a criterios epidemiológicos y de correlación con la DXA axial, el punto de corte a partir del cual es más probable el diagnóstico de osteoporosis se sitúa en una puntuación T entre -1,5 y -1,8, tanto en población americana como aplicando criterios similares en población española^{30,31}. Es un método adecuado para estudios poblacionales y de identificación de factores de riesgo³². Como método de cribado en mujeres posmenopáusicas mayores de 65 años, unos valores de DMO estimada en calcáneo por QUS de -2,5T o menos aseguraría el diagnóstico de osteoporosis en columna lumbar o cadera por DXA, mientras que

valores por encima de $-0,05$ T excluirían dicho diagnóstico, pero el 77,9% de la población de dicha edad precisaría la realización de DXA axial para asignar un diagnóstico correcto³³.

A pesar de los interrogantes y limitaciones expuestas, en la práctica clínica, y mientras no dispongamos de una técnica que permita evaluar la resistencia ósea en su conjunto, la densitometría sigue siendo una herramienta básica en el diagnóstico de osteoporosis y en la valoración del riesgo de fractura³⁴. El otro gran soporte del diagnóstico de la osteoporosis lo constituye la presencia de fracturas por fragilidad, probablemente hasta el momento presente el único marcador clínico de calidad ósea con el que contamos.

Bibliografía

1. Schapira D, Schapira C. Osteoporosis: the evolution of a scientific term. *Osteoporos Int* 1992; 2: 164-7.
2. Albright F, Smith PH, Richardson AM. Postmenopausal Osteoporosis. Its clinical features. *JAMA* 1941; 116: 2465-74.
3. Consensus development conference: prophylaxis and treatment of osteoporosis. *Osteoporos Int* 1991; 1: 114-7.
4. Osteoporosis prevention, diagnosis, and therapy. *JAMA* 2001; 285: 785-95.
5. Osteoporosis postmenopáusica. Guía de práctica clínica. Grupo de trabajo de la Sociedad Española de Investigación Ósea y Metabolismo Mineral (SEIOMM). *Rev Clin Esp* 2003; 203: 496-506.
6. Brown JP, Josse RG. 2002 clinical practice guidelines for the diagnosis and management of osteoporosis in Canada. *CMAJ* 2002; 167(Suppl): S1-34.
7. Heaney RP. Bone mass, bone loss, and osteoporosis prophylaxis. *Ann Intern Med* 1998; 128: 313-4.
8. Ross PD, Genant HK, Davis JW, Miller PD, Wasnich RD. Predicting vertebral fracture incidence from prevalent fractures and bone density among non-black, osteoporotic women. *Osteoporos Int* 1993; 3: 120-6.

9. Gómez Alonso C, Díaz López JB, Cannata Andía J. Metodología de evaluación de la masa ósea. En: Díaz Curiel M, Díez Pérez A, Gómez Alonso C, FHOEMO, SEIOMM, RPR, editors. Nuevas Fronteras en el Estudio de la Densidad Ósea en la Población Española. Alcorcón, Madrid: Edimsa 1996; 11-55.
10. Lachman E, Whelan M. The Roentgen diagnosis of osteoporosis and its limitations. *Radiology* 1937; 26: 165-77.
11. Díaz López JB, Gómez Alonso C, Cannata Andía JB. Radiología de la fractura vertebral osteoporótica. *Osteoporosis en Atención Primaria* 1996; 1: 11-5.
12. Cameron JR, Sorenson J. Measurement of Bone Mineral in Vivo: An Improved Method. *Science* 1963; 142: 230-2.
13. Grampp S, Genant HK, Mathur A, Lang P, Jergas M, Takada M, et al. Comparisons of noninvasive bone mineral measurements in assessing age-related loss, fracture discrimination, and diagnostic classification. *J Bone Miner Res.* 1997; 12: 697-711.
14. Marshall D, Johnell O, Wedel H. Meta-analysis of how well measures of bone mineral density predict occurrence of osteoporotic fractures. *BMJ.* 1996; 312: 1254-9.
15. Genant HK, Engelke K, Fuerst T, Gluer CC, Grampp S, Harris ST, et al. Noninvasive assessment of bone mineral and structure: state of the art. *J Bone Miner Res.* 1996; 11: x707-30.
16. Díaz Curiel M, Carrasco de la Peña JL, Honorato Pérez J, Pérez Cano R, Rapado A, Ruiz Martínez I. Study of bone mineral density in lumbar spine and femoral neck in a Spanish population. Multicentre Research Project on Osteoporosis. *Osteoporos Int* 1997; 7: 59-64.
17. Gómez Alonso C. Valores de la densidad mineral ósea (BMD) en columna lumbar y cadera de la población sana española. En: Díaz Curiel M, Díez Pérez A, Gómez Alonso C, FHOEMO, SEIOMM, RPR, editors. Nuevas Fronteras en el Estudio de la Densidad Ósea en la Población Española. Alcorcón, Madrid: Edimsa 1996; 73-94.
18. Genant HK, Grampp S, Gluer CC, Faulkner KG, Jergas M, Engelke K, et al. Universal standardization for dual x-ray absorptiometry: patient and phantom cross-calibration results. *J Bone Miner Res* 1994; 9: 1503-14.
19. Kanis JA, Gluer CC. An update on the diagnosis and assessment of osteoporosis with densitometry. Committee of Scientific Advisors, International Osteoporosis Foundation. *Osteoporos Int* 2000; 11: 192-202.

20. WHO Study Group. Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis. Geneva, Switzerland: WHO 1994.
21. Hanson J. Standardization of proximal femur BMD measurements. International Committee for Standards in Bone Measurement. Osteoporos Int 1997; 7: 500-1.
22. Orwoll E. Assessing bone density in men. J Bone Miner Res 2000; 15: 1867-70.
23. Kanis JA. Diagnosis of osteoporosis and assessment of fracture risk. Lancet 2002; 359: 1929-36.
24. Autores varios. El documento canario sobre la osteoporosis. Editado por M Sosa Henríquez, Ilustre Colegio Oficial de Médicos de Las Palmas, Servicio Canario de Salud, 1997.
25. Osteoporosis: review of the evidence for prevention, diagnosis and treatment and cost-effectiveness analysis. Osteoporosis Int 1998; 8(supl 4).
26. Kaufman JJ, Einhorn TA. Ultrasound assessment of bone. J Bone Miner Res 1993; 8: 517-525.
27. Njeh CF, Hans D, Li J, Fan B, Fuerst T, He YQ, et al. Comparison of six calcaneal quantitative ultrasound devices: precision and hip fracture discrimination. Osteoporos Int 2000; 11: 1051-62.
28. Woodhouse A, Black DM. BMD at various sites for the prediction of hip fracture: a meta-analysis. J Bone Miner Res 2000; 15: s145.
29. Sosa M, Saavedra P, Muñoz-Torres M, Alegre J, Gómez C, González-Macías J, et al. GIUMO Study Group. Quantitative ultrasound calcaneus measurements: normative data and precision in the spanish population. Osteoporos Int 2002; 13: 487-92.
30. Frost ML, Blake GM, Fogelman I. Can the WHO criteria for diagnosing osteoporosis be applied to calcaneal quantitative ultrasound? Osteoporos Int 2000; 11: 321-30.
31. López-Rodríguez F, Mezquita-Raya P, de Dios Luna J, Escobar-Jiménez F, Muñoz-Torres M. Performance of quantitative ultrasound in the discrimination of prevalent osteoporotic fractures in a bone metabolic unit. Bone. 2003; 32: 571-8.
32. 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.

33. Díez-Pérez A, Marín F, Vila J, Abizanda M, Cervera A, Carbonell C, et al. Evaluation of calcaneal quantitative ultrasound in a primary care setting as a screening tool for osteoporosis in postmenopausal women. *J Clin Densitom* 2003; 6: 237-45.
34. Miller PD. Bone mineral density-clinical use and application. *Endocrinol Metab Clin North Am* 2003; 32: 159-79.