

DENSIDAD MINERAL ÓSEA DE RAQUIS Y CADERA, Y VARIABLES DE RESISTENCIA ÓSEA POR DXA*

Ana María Galich,⁽¹⁾ ** Mirena Buttazzoni⁽²⁾

1) Médica de planta del Servicio de Endocrinología, Metabolismo y Medicina Nuclear del Hospital Italiano de Buenos Aires, coordinadora del departamento de Densitometría Ósea.

2) Médica del Servicio de Endocrinología, Metabolismo y Medicina Nuclear del Hospital Italiano de Buenos Aires.

Resumen

La densidad mineral ósea evaluada por DXA predice el riesgo de fractura de cadera. Los pacientes añosos, aún con densitometría normal pueden fracturarse. Esto indica que otras propiedades del hueso participan en la resistencia ósea, como las características físicas del material y la geometría.

Nuestro objetivo fue evaluar mujeres normales de la ciudad de Buenos Aires con las nuevas tecnologías DXA y medir los parámetros geométricos y arquitectónicos.

Evaluamos 903 mujeres con equipo GE Lunar Prodigy. La edad media fue $55 \pm 7,23$ años y la talla $1,60 \pm 0,06$ m. Esta descendió progresivamente con la edad, siendo $1,54 \pm 0,05$ m en las mayores de 70 a.

La DMO media de L1-L4, en mujeres jóvenes fue $1,16 \pm 0,12$ g/cm², en cuello femoral, $0,93 \pm 0,1$ g/cm², cuello superior $0,81 \pm 0,13$ g/cm² y fémur total $0,95 \pm 0,09$ g/cm². Los valores de DMO también descendieron progresivamente.

La media de longitud del eje de cadera (HAL) fue $103,12 \pm 5,71$ mm y mostró marcada correlación con la talla y no con edad.

El momento de inercia de la sección cruzada (CSMI) correlacionó con la DMO.

Las variables geométricas permanecieron estables con el tiempo, demostrando condicionamiento genético, en tanto las arquitectónicas se modificarían por el remodelado durante la vida.

Nuestros datos demuestran que la mujer argentina presenta valores arquitectónicos y geométricos en fémur proximal similares a los descriptos en la literatura. La asociación

de los mismos permitirá una mejor evaluación de los individuos en riesgo.

Palabras clave: arquitectura femoral, longitud eje cadera, riesgo fractura de cadera, cuello femoral superior, calidad ósea, CSMI, CSA.

Summary

BONE MINERAL DENSITY AT THE SPINE AND HIP, AND BONE RESISTANCE PARAMETERS CALCULATED FROM DXA MEASUREMENTS

Proximal femoral BMD predicts hip fracture risk (HFRx) by DXA. Elderly patients with a normal BMD may fracture. For choosing these individuals with HFRx, programs that improve femur analysis have been developed. These include:

- Hip axial length (HAL), indicates HFRx if it surpasses 120 mm.
- Cross-sectional moment of inertia (CSMI), cross-section area (CSA), femoral neck angle (theta).
- Upper neck (UP)

There are programs that combine these variables with weight, height and age, and estimate the femoral risk.

Our objectives were to measure BMD values and variables associated with HFRx in healthy middle-class women from Buenos Aires and to estimate correlations of these variables with weight, height and age.

We evaluated 903 women, in cross-sectional, white race, older than 20 years of age, selected from a database of BMD among 2005-2006.

* Este trabajo obtuvo el 1º premio "Investigación Clínica Gunther Fromm" en XXIV Reunión Anual de la Asociación Argentina de Osteología y Metabolismo Mineral. Buenos Aires, Agosto 2007.

** Dirección postal: Hospital Italiano de Buenos Aires. Servicio de Endocrinología, Metabolismo y Medicina Nuclear - Gascón 450 - Ciudad Autónoma de Buenos Aires - CP 1181. Correo electrónico: ana.galich@hospitalitaliano.org.ar



BMD measurement was carried out with GE Lunar Prodigy version 8,6.

Spine and unilateral femoral BMD (neck, trochanter, total femoral and UP), CSMI, CSA, HAL, theta, were explored.

BMD values (g/cm^2), HAL (mm), CSMI (mm^4), CSA (mm^2) and theta (degrees), were estimated by age decade.

Each measurement is shown by its correspondent average and SD. Correlation existing between HAL with age, weight and height was investigated with the Pearson method.

We found a positive HAL correlation with weight and height ($\rho = 0.28$ and 0.58 respectively, $p < 0.0001$) and not all with age. Spine and femoral BMD, in healthy women, progressively descends with age.

Femoral neck BMD descends as from 50 years, while UP, from 40 years. Primary tension trabeculae responsible for bone resistance are in this region.

These data correspond to the first study made to Argentine women with the new DXA technologies, but they do not represent all the population. We point out the small number of the youngest and oldest population.

Key words: femoral architecture, hip axis length, hip fracture risk, upper femoral neck, bone quality, CSMI, CSA.

Introducción

La fractura de cadera representa un alto costo para la salud pública y tiene elevada morbimortalidad. Se produce por la incapacidad del fémur proximal para soportar el trauma debido a la disminución de su resistencia. En Argentina, su incidencia es similar a la de otros países de raza blanca.¹

La detección precoz de la pérdida de masa ósea y el tratamiento adecuado son fundamentales para disminuir la incidencia de fracturas.

El descenso de la densidad mineral ósea (DMO) de fémur proximal predice riesgo de fractura. Por cada 1 desvío estándar (DS) que desciende la DMO de cuello, el riesgo aumenta al doble. Pero los pacientes de edad avanzada, aun teniendo DMO normal, pueden fracturarse. Esto indica que otras propiedades del hueso, diferentes a la DMO, participan en la resistencia ósea. De acuer-

do con los principios de la ingeniería, la resistencia de un cuerpo está relacionada con las propiedades físicas del material, con la geometría y las condiciones de carga.^{2,4} Las fracturas se producen cuando el estrés mecánico local excede la resistencia del material.³

Por lo tanto, la medición de la resistencia ósea y la microarquitectura serían útiles en los individuos con riesgo de fractura, pero estas mediciones son difíciles en el ser vivo. Se han desarrollado programas de análisis automático, para ser aplicados sobre estudios del fémur proximal obtenidos por DXA, que evalúan los parámetros geométricos y arquitectónicos y de esa manera incrementan la información, permitiendo seleccionar adecuadamente a los pacientes con riesgo. Estos análisis incluyen:

- Medición de la longitud del eje de la cadera (HAL).
- Estimación del momento de inercia de la sección cruzada (CSMI), área de la sección cruzada (CSA) y ángulo del cuello femoral (θ , theta).
- Medición de DMO del cuello superior.

Los programas que combinan parámetros geométricos y densidad mineral con peso, talla y edad permiten calcular el índice de resistencia femoral. A mayor índice, menor riesgo de fractura ante una caída.

Nuestros objetivos fueron estimar los valores DMO y las variables geométricas y arquitectónicas de fémur proximal en mujeres sanas, de clase media, de la ciudad de Buenos Aires, y evaluar la influencia de peso, talla y edad en estas variables.

MATERIALES Y MÉTODOS

Población

En un corte transversal evaluamos 903 mujeres sanas, seleccionadas de una base de datos de densitometría ósea durante los años 2005 y 2006, pertenecientes a la raza blanca y mayores de 20 años.

Se excluyeron las que tenían antecedentes de neoplasias, insuficiencia renal o hepática, alteraciones mentales y/o trastornos de la motili-

dad, y las que recibían tratamiento con drogas que pudieran afectar el metabolismo óseo. Estos datos fueron obtenidos a partir de un cuestionario antes de realizar el estudio.

Densitometría mineral ósea y análisis geométrico

La medición de DMO (g/cm^2) se realizó con un equipo de absorciometría de doble haz de rayos X, en abanico (*fan beam*), GE Lunar Prodigy versión 8,6.

Las regiones exploradas fueron: raquis (L1-L4) y fémur proximal unilateral (cuello, trocánter, fémur total y cuello superior). En el cuello superior se inician generalmente las fracturas cervicales y esta región presenta valores más bajos en mujeres añosas con fracturas.⁵

Se realizó el análisis automático de las variables geométricas y estructurales con el *software* aportado por el fabricante (Figura 1).

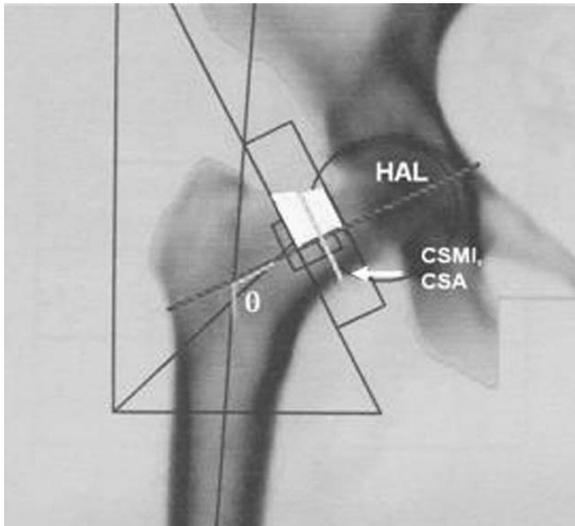


Figura 1. Parámetros geométricos obtenidos por DXA. La longitud del eje de la cadera (HAL) se extiende desde el trocánter mayor hasta la circunferencia interna de la pelvis. El momento de inercia de la sección cruzada (CSMI) y la sección cruzada (CSA) fueron tomados dentro de la mínima sección de la región de interés (ROI). El ángulo del cuello femoral (θ) está formado por el eje de la diáfisis y del cuello femoral. El cuello superior corresponde a la mitad superior del ROI de cuello femoral.

Se consideró:

- HAL: longitud del eje de la cadera expresado en milímetros. Se extiende a través del eje del cuello femoral, desde la base del trocánter mayor hasta la circunferencia interna de la pelvis. Se describe mayor riesgo de fractura con HAL superior a 120 mm. Difiere de la longitud del cuello femoral porque ésta no incluye el tejido óseo de la pelvis ni se correlaciona con riesgo de fracturas.

- Ángulo del cuello femoral (*theta*): medido en grados y formado por los ejes del cuello femoral y de la diáfisis femoral.

- CSA: área ósea de la sección cruzada, medida en mm^2 , en la región más estrecha del cuello femoral.

- CSMI: momento de inercia de la sección cruzada, medido en mm^4 . Es una medida de la distribución de los materiales en el cuello femoral que permite calcular la resistencia a la incurvación (*bending*).

Estas mediciones derivan de las curvas de absorción de rayos X en DXA.²

La reproducibilidad de estas variables fue < 2% para DMO de raquis, cuello femoral y fémur total; 0,56%; 1,0%; 1,6% y 6,0% para HAL, ángulo *theta*, CSA y CSMI respectivamente. Estos valores son similares a los descritos por otros autores.⁶

Análisis estadístico

Se estimaron las medias y DS de los parámetros siguientes:

- DMO (g/cm^2) en todas las mujeres, por década de edad.
- HAL (mm) por décadas.
- CSMI (mm^4), CSA (mm^2) y ángulo *theta* (grados).

Se calcularon los intervalos de confianza de cada estimador con un nivel de 95%.

Se investigó la correlación entre HAL, edad, peso y talla usando tests de Pearson o Spearman según el comportamiento de las variables analizadas.

Se empleó para el análisis el programa Stata versión 8.0.



Resultados

La edad de la población evaluada fue $55,0 \pm 7,23$ años, el peso $62,67 \pm 10,73$ kg y la talla de $1,60 \pm 0,06$ m.

Se observó descenso progresivo de la talla a través de las décadas, siendo $1,60 \pm 0,05$ m en la mujer joven y $1,54 \pm 0,05$ m en las mayores de 70 años.

La DMO media de L1-L4 en mujeres jóvenes fue $1,160 \pm 0,12$ g/cm², en tanto en cuello femoral fue $0,93 \pm 0,1$ g/cm², cuello superior $0,81 \pm 0,13$ g/cm² y fémur total $0,95 \pm 0,09$ g/cm². Los valores de DMO fueron descendiendo progresivamente con las décadas (Tabla 1).

Tabla 1: DMO (g/cm²) por regiones (raquis lumbar L1-L4, cuello femoral, cuello superior y fémur total) y edad (dividida en décadas) en 903 mujeres sanas, argentinas, de raza blanca, evaluadas con GE Lunar Prodigy.

DMO	Edad (años)	N° (%)	DMO (g/cm ²) media	DS
Raquis	Total	903	1,07	0,15
	30-39	15 (1,66)	1,16	0,12
	40-49	184 (20,38)	1,13	0,14
	50-59	497 (55,04)	1,07	0,15
	60-69	184 (20,38)	1,04	0,15
	≥70	23 (2,55)	1,00	0,18
Cuello fem.	Total	903	0,88	0,12
	30-39	15 (1,66)	0,93	0,10
	40-49	184 (20,38)	0,93	0,13
	50-59	497 (55,04)	0,88	0,11
	60-69	184 (20,38)	0,85	0,10
	≥70	23 (2,55)	0,84	0,18
Cuello sup.	Total	903	0,73	0,13
	30-39	15 (1,66)	0,81	0,13
	40-49	184 (20,38)	0,79	0,14
	50-59	497 (55,04)	0,73	0,12
	60-69	184 (20,38)	0,69	0,10
	≥70	23 (2,55)	0,64	0,12
F. Total	Total	903	0,91	0,12
	30-39	15 (1,66)	0,95	0,09
	40-49	184 (20,38)	0,95	0,14
	50-59	497 (55,04)	0,91	0,12
	60-69	184 (20,38)	0,89	0,11
	≥70	23 (2,55)	0,83	0,11

La media de HAL fue $103,12 \pm 5,71$ mm (IC 95% 102,75-103,49). El ángulo *theta* fue $122,19 \pm 5,61^\circ$ (IC 95% 121,83-122,56). CSA fue $129,98 \pm 19,11$ mm² (IC 95% 128,73-131,23) y CSMI fue $8676,5 \pm 2051,63$ mm⁴ (IC 95% 8542,38-8810,52).

Se obtuvo marcada correlación entre la talla y HAL (ρ de Spearman = 0,56) (Figura 2), similar a lo referido en la literatura; por el contrario no hubo correlación entre HAL y edad (ρ de Spearman = 0,06) (Tabla 2).

Tabla 2: Longitud de eje de cadera (HAL) y talla distribuidas por edad en 903 mujeres sanas de la ciudad de Buenos Aires evaluadas con GE Lunar Prodigy.

Edad (años)	N° (%)	HAL (mm)	DS	Talla media (metros)	DS
Total	903 (100)	103,12	5,71	1,60	0,06
30-39	15 (1,66)	100,85	4,63	1,60	0,05
40-49	184 (20,38)	102,47	5,40	1,61	0,06
50-59	497 (55,04)	103,20	5,90	1,60	0,06
60-69	184 (20,38)	103,91	5,69	1,59	0,05
≥70	23 (2,55)	101,72	3,59	1,54	0,05

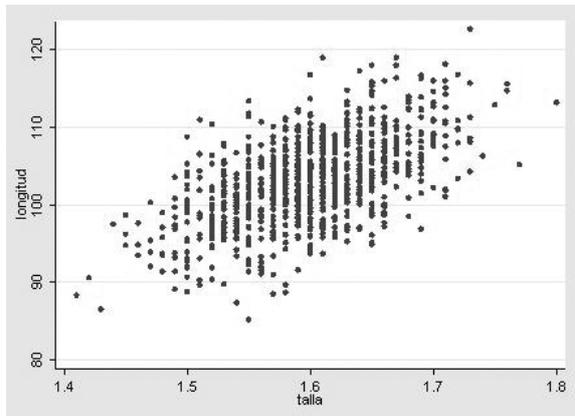


Figura 2. Correlación entre HAL y Talla (ρ de Spearman = 0,56) en 903 mujeres sanas, edad media 55 años, evaluadas en la ciudad de Buenos Aires con GE Lunar Prodigy.

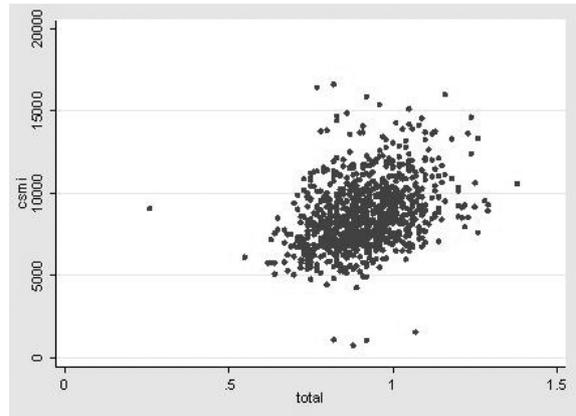


Figura 3. Correlación entre DMO de cuello femoral y CSMI. [Coeficiente de Correlación 0,37 ($p < 0,0001$)] en 903 mujeres argentinas sanas, edad media 55 años, evaluadas con GE Lunar Prodigy.

Existió correlación entre DMO y CSMI de cuello femoral: Correlación positiva ($r = 0,37$; $p < 0,0001$) (Figura 3), en tanto no se obtuvo correlación de CSMI con edad ($r = -0,08$; $p = 0,01$) (Figura 4). Se destaca que la mayoría de la población (75,9%) presentó entre 40 y 69 años.

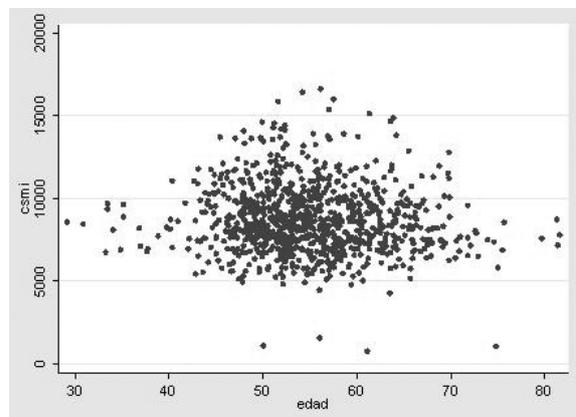


Figura 4. Correlación entre CSMI y edad [$R: -0,08$ ($p = 0,01$)] en 903 mujeres sanas evaluadas en la ciudad de Buenos Aires con GE Lunar Prodigy



Finalmente, se obtuvo correlación positiva entre HAL, peso y talla ($\rho = 0,28$ y $0,58$ respectivamente; $p < 0,0001$) (Figura 5). Se consideró que esta relación es debida a la talla.

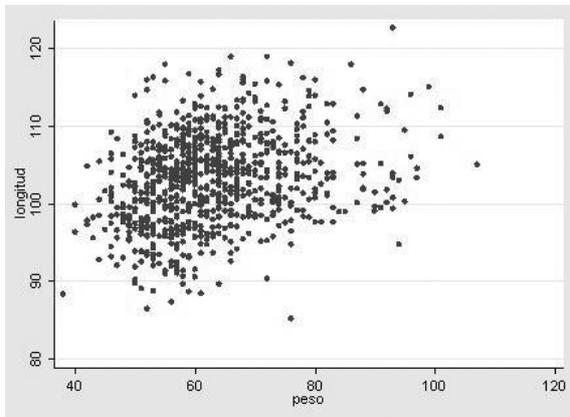


Figura 5. Correlación entre HAL (mm) y peso (kg) (ρ de Spearman = $0,27$, $p < 0,0001$) en 903 mujeres argentinas sanas evaluadas con GE Lunar Prodigy.

Las correlaciones entre parámetros biomecánicos y edad, peso y talla indican variaciones en la distribución de los materiales con el transcurso de la edad.

Discusión

Demostramos que la DMO de raquis y fémur proximal, medida con las nuevas tecnologías de DXA, en mujeres argentinas, sanas y de raza blanca, presenta valores similares a los referidos en la literatura. Observamos un descenso progresivo con la edad. Esto se verificó en cuello femoral desde los 50 años, en tanto en cuello superior existió una tendencia descendente a partir de los 40 años. Esto reflejaría la variación en la distribución espacial de la masa ósea con la edad.³

En la población estudiada, los valores de DMO de raquis fueron similares a los observados en nuestro país por Vega y col.⁷ Los valores diferentes obtenidos en fémur proximal podrían relacionarse con las distintas tecnologías usadas.

En cuello superior, los valores de DMO fueron más elevados que los referidos por Duboeuf y Boehm.^{3, 8} La importancia de esta región reside en la presencia de trabéculas de tensión primaria responsables de la resistencia ósea. En pacientes con fracturas cervicales

se describieron menores valores respecto de los controles, sin diferencias en la región inferior.³ Esto indicaría una distribución heterogénea de la masa ósea en cuello femoral con el transcurso de la vida y menor resistencia ante el estrés en la región superior.⁹

La pérdida DMO de cuello femoral es uno de los predictores más importantes del riesgo de fractura. Sin embargo, existe superposición de valores entre los pacientes con y sin fracturas, determinando la participación de otros factores, arquitectónicos y geométricos, en dicho riesgo.

En las mediciones geométricas de nuestra población, los valores medios de HAL se correlacionaron con la talla y peso en forma similar a las descritas por Cummings y col.^{2, 9}

La correlación débil obtenida con el peso probablemente está relacionada con la talla. HAL no varió con la edad, señalando que depende del modelado durante el crecimiento y que es una variable no modificable.⁵

Nuestros resultados de HAL fueron similares a los publicados por otros investigadores usando igual tecnología.⁶

HAL ha sido considerado otro predictor de riesgo de fractura de cadera en mujeres ancianas, independientemente de DMO y la edad.¹⁰ Incrementos de 1 DS en HAL se asociaron con riesgo relativo de 1,8 para fractura. Esto explicaría por qué la mujer blanca tiene mayor incidencia de fractura respecto de la asiática. En tanto en la mujer negra, la elevada DMO y HAL corto, contribuyen a disminuir marcadamente ese riesgo.²

La capacidad predictiva de HAL se relacionaría con la menor fuerza necesaria para doblarse o quebrarse, similar a cualquier mecanismo de palanca. También determinaría protrusión del trocánter por fuera de los límites del cuerpo, incrementando el punto de impacto ante una caída.¹¹

En la población estudiada el valor del ángulo de cuello femoral, *theta*, fue similar al referido por otros investigadores.⁵ Ángulos abiertos, asociados a cuello femoral largo, condicionarían mayor riesgo de fractura.¹²

El CSMI de nuestra población fue ligeramente superior al obtenido por otros investigadores usando el mismo tipo de equipos DXA,⁶

pero inferior al medido con haz de lápiz (*pencil beam*).¹² CSMI correlacionó positivamente con DMO. El uso de estas dos variables proporcionaría mejor predicción de riesgo de fractura medido por DXA.

CSMI mide la distribución de minerales dentro del cuello femoral. Si esa distribución es hacia el periostio, CSMI será mayor y presentará más resistencia a la incurvación.¹² Los valores de CSA de nuestra población también fueron muy similares a otros estudios.⁶ Se describe mayor incidencia de fracturas cuando CSA, medido por DXA, es de menor valor.¹³

Estas variables arquitectónicas pueden modificarse por el remodelamiento en respuesta a las fuerzas que se ejercen sobre el esqueleto.⁵

Consideramos que nuestro estudio no es representativo de toda la población argentina. Destacamos, asimismo, el reducido número de pacientes en los extremos, especialmente en mayores de 70 años.

No obstante, los resultados obtenidos son similares a los recientemente publicados.⁶ Esto muestra la coherencia de nuestros datos y eventualmente permitirá emplear fórmulas similares a las existentes en la literatura, para estimar la resistencia ósea en nuestra población.

Los resultados de este estudio se refuerzan por el número de pacientes normales evaluadas y por ser el primero en nuestro país que evalúa variables geométricas y arquitectónicas, usando nuevas tecnologías DXA.

Conclusión

Nuestros resultados confirman que la población argentina presenta valores de DMO, geométricos y arquitectónicos, similares a los obtenidos en otras mujeres caucásicas. DMO asociados a CSMI serían buenos predictores de resistencia ósea. Las tecnologías actuales para medir DMO permiten, en forma automática, la medición de variables arquitectónicas y geométricas.

(Recibido: mayo de 2008.
Aceptado: junio de 2008)

Referencias

1. Bagur A, Mautalen C, Rubin Z. Epidemiology of hip fractures in an urban population of central Argentina. *Osteoporos Int* 1994; 6: 332-5.
2. Cummings Sr, Cauley JA, Palermo L, Ross PD, et al. Racial differences in hip axis lengths might explain racial differences in rates hip fracture. *Osteoporosis Int* 1994; 4: 226-9.
3. Duboeuf F, Hans D, Schott AM, et al. Different morphometric and densitometric parameters predict cervical and trochanteric hip fracture: The EPIDOS Study. *J Bone Miner Res* 1997; 12: 1895-902.
4. Schneider P, Reiner C, Cointy G, Capozza RF, Ferretti JL. Bone quality parameters of the distal radius as assessed by pQCT in normal and fractured women. *Osteoporos Int* 2001; 12: 639-46.
5. Peacock M, Turner CH, Liu G, Manatunga AK, et al. Better discrimination of hip fracture using bone density, geometry and architecture. *Osteoporos Int* 1995; 5: 167-73.
6. Faulkner KG, Wacker WK, Barden HS, Simonelli C, et al. Femur strength index predicts hip fracture independent of bone density and hip axis length. *Osteoporos Int* 2006; 17: 593-9.
7. Vega E, Mautalen C, Gómez H, Garrido A, et al. Bone mineral density in patients with cervical and trochanteric fractures of the proximal femur. *Osteoporos Int* 1991; 1: 81-6.
8. Boehm HF, Eckstein F, Wunderer C, Kuhn V, et al. Improved performance of hip DXA using a novel region of interest in the upper part of the femoral neck. *J Clin Densitom* 2005; 8: 486-92.
9. Yoshikawa T, Turner CH, Peacock M, Slemenda C, et al. Geometric structure of the femoral neck measured using dual-energy x-



- ray absorptiometry. *J Bone Miner Res* 1994; 9: 1053-64.
10. Faulkner KG, Cummings SR, Black D, Palermo L, Glüer CC, Genant H. Simple measurement of femoral geometry predicts hip fracture: The study of osteoporotic fractures. *J Bone Miner Res* 1993, 10:1211-7.
11. Young JT, Carter KA, Marion MS and Greendale GA. A simple method of computing Hip Axis Length using fan –beam densitometry and anthropometric measurements. *J Clin Densitom* 2000, 3:325-31.
12. Nakamura T, Turner CH, Yoshikawa T, Slemenda CW, Peacock M et al. Do variations in hip geometry explain differences in hip fracture risk between Japanese and white Americans? *J Bone Miner Res* 1994; 9: 1071-6.
13. Rivadeneira F, Zillikens MC, De Laet CEDH, Hofman A, et al. Femoral neck BMD is a strong predictor of hip fracture susceptibility in elderly men and women because it detects cortical bone instability: The Rotterdam Study. *J Bone Miner Res* 2007; 22: 1781-90.