



Tecnologías utilizadas en densitometría ósea (DXA y QCT)

Eduardo Thevenet

Email: eduardo.thevenet@ge.com - edutk@adinet.com.uy

Resumen

Fundamento - En esta monografía se describe y comparan dos métodos utilizados actualmente para realizar densitometría ósea utilizando radiaciones ionizantes. Por un lado se analiza la tecnología DXA (Dual-Energy X-Ray Absorptiometry) y por otro lado se estudia la tecnología QCT (Quantitative Computed Tomography).

Metodología - Primeramente se realiza una introducción y se explica qué es la densitometría ósea, se plantean cuales son los motivos y necesidades de realizar una evaluación de desmineralización ósea. Luego se describen y desarrollan las diferentes tecnologías, se analizan sus fundamentos científicos, técnicos y teóricos. Finalmente se realiza una comparación de ambos analizando sus virtudes y desventajas. Esta monografía se vincula con la conferencia del Ing. Daniel Geido sobre "Nuevas generaciones de equipos de tomografía computada" dictada en el curso "Seminario de Ingeniería Biomédica" en la Facultad de Ingeniería (UDELAR) [12].

Resultados - Clínicamente ambos métodos vuelcan resultados similares y por si solos son suficiente para realizar el estudio de densitometría ósea pero utilizándolos de forma complementaria pueden ofrecer mayor información. Los resultados de DXA son buenos para calcular DMO, pero para estimar la probabilidad de fractura no son tan exactos como los de QCT. Con las herramientas de éste último se pueden realizar reconstrucciones en 3D del sector esquelético. La dosis de radiación que recibe el paciente en QCT es mucho mayor que en DXA.

1. Introducción

La densitometría ósea o también llamada examen de densidad ósea es un estudio que se realiza para determinar el contenido y la densidad mineral de diversos segmentos esqueléticos. Constituye la principal herramienta para diagnosticar una enfermedad llamada osteoporosis (literalmente significa "hueso poroso"). La osteoporosis es una enfermedad que se caracteriza por una disminución de la masa ósea y el deterioro de la micro-arquitectura, lo que ocasiona mayor fragilidad y riesgo de fractura. La disminución de la densidad

mineral ósea (DMO) es un factor determinante en las fracturas por traumatismos; pero por sí sola esta condición fisiopatológica involutiva no alcanza a producir fracturas. Las regiones estandarizadas que se miden son columna lumbar y cadera por ser las que se fracturan más frecuentemente en esta patología. También es posible medir por este método antebrazo y cuerpo entero.

El interés por estudiar la osteoporosis se debe a que es la enfermedad ósea más frecuente y una de las principales causas de fracturas espontáneas o por mínimos traumatismos en la población anciana y muy anciana, y la prevención es su mejor tratamiento. Para ello es necesario conocer el riesgo de fractura que posee una persona antes de la primera fractura. Si bien la osteoporosis se manifiesta en la adultez se comienza a gestar desde la niñez. Uruguay es el país con el mayor porcentaje de población envejecida de Latinoamérica, tiene la mayor proporción de personas de 60 años de edad o más, por lo que constituye la nación "más vieja" de América Latina, e incluso de todo el Hemisferio Occidental [13]. Las estadísticas indican¹ que una de dos mujeres y uno de cinco hombres mayores de 65 años padecen fracturas por traumatismos. La mayoría de estas fracturas son dolorosas y conllevan un problema económico y sociosanitario que implica un deterioro de la calidad de vida del individuo, de su familia y de la sociedad. Según publicaciones de la Sociedad Uruguaya de Reumatología [3], de los pacientes que han sufrido fracturas de cadera:

- 25 % mantienen vida normal.
- 25 % de los fracturados de cadera mueren en los 5 años que siguen a la reparación quirúrgica, por complicaciones.
- 25 % quedan con severas secuelas que obligan a vivir en casa de salud.
- 25 % deben usar elementos mecánicos de auxilio para sus actividades de la vida diaria.

Según estudios realizados² se estima que el 50 % de las camas de los servicios de ortopedia son ocupadas por pacientes con traumatismos por osteoporosis lo que afecta la posibilidad de dar cabida a otras patologías. Es importante recordar que los pacientes que han tenido una fractura osteoporótica aumentan un 50 % la posibilidad de tener otra fractura. Desde el punto de vista económico, la prevención de esta patología puede ahorrar recursos a los sistemas de salud, dado que la osteoporosis es evitable y se puede prevenir.

La Organización Mundial de la Salud (OMS)[11], postula que aproximadamente el 30 % de las mujeres posmenopáusicas presentan osteoporosis. Se proyecta que 2.4 a 3 millones de personas en el mundo sufrirán fracturas de cadera cada año y de estos individuos, 200.000 morirán como consecuencia directa de estas fracturas. En América Latina y Asia se producen una de cada cuatro fracturas de cadera de las ocurridas en el mundo y el número aumentaría a una de cada dos fracturas en el 2050 con un costo anual de aproximadamente US\$ 13.000.000.000. En Uruguay en 1993, la tasa de incidencia global de fracturas de cadera fue de 53.2 cada 100.000 habitantes y en 1999 fue de 67 cada 100.000 habitantes. Para el año 2010 se estima que la tasa de incidencia global sería de 98.5 cada 100.000 habitantes.²

1.1. Diagnóstico de Osteoporosis

La densitometría ósea es el único examen complementario que hace diagnóstico de osteoporosis. Los pacientes se categorizan como normal, osteopenia, osteoporosis y osteoporomalacia según la clasificación de la Organización Mundial de la Salud. El Comité de Expertos de la OMS efectúa una clasificación comparando la densidad mineral ósea del paciente con la media de la población adulta joven normal del mismo sexo y raza. A la desviación estándar por arriba o debajo de esta media se le llama "T-score".

1. **Normal:** DMO inferior como máximo a una desviación estándar respecto a la media de referencia para adultos jóvenes sanos. La densidad mineral ósea suele ser de 1000 a 900 mg/cm^2 de hueso.

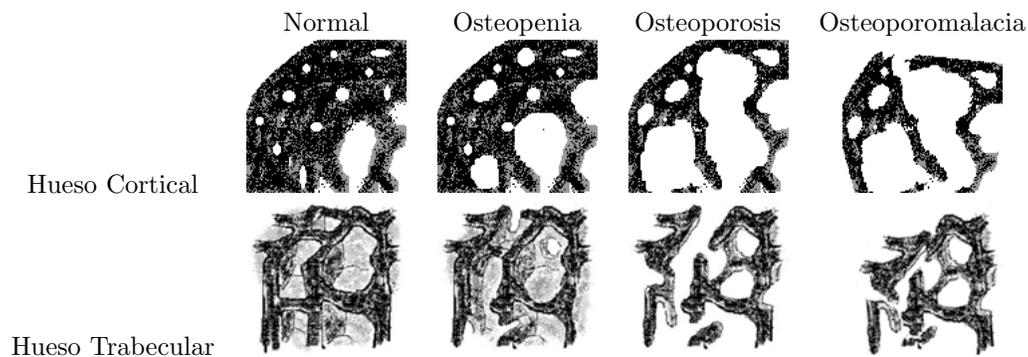
¹Estudios realizados por la Organización Mundial de la Salud [11]

²Publicados por la Sociedad Uruguaya de Reumatología [3]

2. **Osteopenia ó Baja masa ósea:** DMO entre menos una desviación estándar y menos dos y media. La densidad mineral ósea en esta situación suele situarse en torno a 850 a 750 mg/cm^2 de hueso.
3. **Osteoporosis:** DMO por debajo de dos y media desviaciones estándar o más del valor medio de referencia para adultos jóvenes sanos. La densidad mineral ósea es inferior a 650 mg/cm^2
4. **Osteoporomalacia u Osteoporosis Establecida:** Igual que la osteoporosis pero además existe la presencia de fracturas no traumáticas.

Cuadro 1: Representación y clasificación del grado de DMO

Gentileza de University of Washington [8].



(fuente: <http://courses.washington.edu/bonephys/index.html>)

Cada unidad de desviación estándar equivale a un 10 % menos de densidad mineral ósea en columna y a un 12 % menos en fémur. Estos valores también permiten calcular el riesgo de fractura.

Las fracturas vertebrales aumentan de modo importante el riesgo de nuevas fracturas por fragilidad. En base a estos datos, se puede diagnosticar Osteopenia u Osteoporosis en:

- Mujeres postmenopausicas.
- Varones mayores de 50 años.

También existe otra tabla de referencia para comparar la DMO que se le llama “Z-score” que es la comparación de la densidad mineral ósea de una persona con los valores considerados normales para su edad y sexo. Con los resultados del Z-score, se puede diagnosticar en individuos menores de 20 años, si existe “baja densidad ósea para la edad cronológica” y si precisan tratamiento.

Con éstos resultados y atendiendo a factores de riesgo, se puede diagnosticar Baja Masa Osea si T-score o preferentemente Z-score es inferior a -2 desviaciones estándar en:

1. Mujeres premenopáusicas: entre 20 años y la menopausia.
2. Varones entre 20-50 años.

Cuadro 2: Clasificación según T-score según la Organización Mundial de la Salud

Clasificación	Rango
Normal	hasta -1
Osteopenia	-1 a -2.5
Osteoporosis	menor a -2.5

2. Tecnología DXA (Dual-Energy X-Ray Absorptiometry)

El principio de la tecnología DXA se basa en el hecho de que las características de atenuación del tejido óseo y blando son diferentes y por lo tanto el empleo de dos haces de energía distintas permite establecer esta diferencia. Básicamente consiste en una fuente de rayos X ubicada en uno de los extremos del brazo del densitómetro que emite fotones colimados en un haz que puede ser activado o desactivado alternadamente. Estos fotones viajan a través del tejido óseo y tejidos blandos del individuo hasta estimular un detector en la otra extremidad del brazo del densitómetro, donde la intensidad de energía remanente en el haz será registrada. La cantidad de energía absorbida depende, fundamentalmente, de la cantidad de energía existente en el haz de fotones emitidos, y de la naturaleza y espesor del material que éste atraviesa. Los colimadores existentes en la fuente de radiación y en el detector son cuidadosamente alineados y conectados mecánicamente para moverse juntos.



Figura 1: Densitómetro GE Lunar iDXA (fuente: <http://www.gehealthcare.com>)

Gentileza de GE Healthcare [1].

Para la obtención de un registro de un determinado segmento, el conjunto fuente-detector se mueve longitudinalmente y transversalmente describiendo líneas de barrido en una trayectoria en “serpentina“. Estas líneas se van sumando y construyendo la imagen densitométrica para posterior análisis. Con la atenuación (absorción) medida por los dos haces de fotones (alta y baja energía) se calcula la “línea de base“, esto es el límite de diferenciación entre densidad de tejidos; con esto se calcula la BMC (Bone Mineral Content) que es el contenido mineral óseo.

Luego en el software, con la determinación de los contornos óseos de la imagen y la definición de los espacios intervertebrales de las regiones de interés ROI (Regions Of Interest) se calcula el área de interés. Finalmente con una simple ecuación se divide el BMC sobre el área de interés, obteniéndose la densidad mineral ósea.

En la Figura 2 se observa gráficamente el efecto de la atenuación de los rayos X al ser expuestos a diferentes densidades. En el caso (1) ambos rayos de alta y baja energía traspasan libremente a través del aire. En el caso (2) se puede observar que la radiación de alta energía pasa a través del tejido blando mientras que la de baja energía es atenuada en mayor grado. En el ejemplo (3) la radiación de alta energía es atenuada y la de baja energía es totalmente absorbida por el tejido óseo. De esta manera el sistema calcula las densidades de los distintos tejidos y principalmente el espesor de los huesos para obtener el grado de desmineralización. Con este principio también se calcula la composición del cuerpo del paciente incluyendo la cantidad de tejido graso y su distribución así mismo se utiliza para el control de la pérdida de peso, para medicina deportiva, desordenes metabólicos y enfermedades debilitadoras como cáncer o HIV.

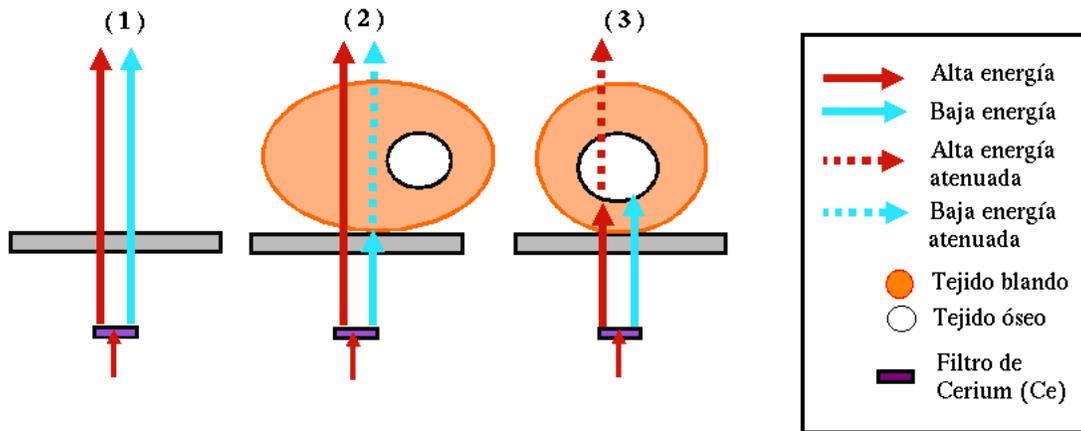


Figura 2: Efectos de la atenuación de la radiación

2.1. Modelo matemático

El fundamento matemático en la cual se basa la teoría de radiografía por doble energía es muy simple. Un sencillo modelo matemático asume que la radiación monoenergética es utilizada y detectada como no dispersa. Se parte de la ley de Beer-Lambert que relaciona la intensidad de la radiación emitida (I_0) con el espesor del material que atraviesa (x) y el coeficiente lineal de atenuación (μ), que se expresa en la siguiente ecuación:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x} \quad (1)$$

Se despeja y se expresa en logaritmos para simplificar las operaciones que siguen:

$$\mu \cdot x = \ln \left(\frac{I_0}{I} \right) \quad (2)$$

Se asume que:

$$i = \ln \left(\frac{I_0}{I} \right) \quad (3)$$

Por lo tanto se puede decir que:

$$i = \mu \cdot x \quad (4)$$

Entonces se considera la intensidad irradiada a través de una región de tejido óseo y blando proveniente de una fuente de baja energía (i_{ba}) y aplicando una transformación logarítmica se puede representar la atenuación de la intensidad como sigue[6]:

$$i_{ba} = \mu_{t_{ba}} \cdot x_t + \mu_{h_{ba}} \cdot x_h \quad (5)$$

donde:

- $\mu_{t_{ba}}$ = coeficiente lineal de atenuación del tejido para rayos X de baja energía
- x_t = espesor del tejido
- $\mu_{h_{ba}}$ = coeficiente lineal de atenuación del hueso para rayos X de baja energía
- x_h = espesor del hueso

Análogamente, la intensidad irradiada a través de la misma región pero con una radiación de alta energía (i_{al}) se puede representar con la siguiente ecuación:

$$i_{al} = \mu_{t_{al}} \cdot x_t + \mu_{h_{al}} \cdot x_h \quad (6)$$

donde:

- $\mu_{t_{al}}$ = coeficiente lineal de atenuación del tejido para rayos X de alta energía
- x_t = espesor del tejido
- $\mu_{h_{al}}$ = coeficiente lineal de atenuación del hueso para rayos X de alta energía
- x_h = espesor del hueso

Cuando las imágenes son multiplicadas por diferentes factores de ponderación k_{ba} y k_{al} , se obtiene como imagen resultante la siguiente combinación lineal:

$$i = k_{ba} \cdot i_{ba} + k_{al} \cdot i_{al} \quad (7)$$

Entonces:

$$i = (k_{ba} \cdot \mu_{t_{ba}} + k_{al} \cdot \mu_{t_{al}}) \cdot x_t + (k_{ba} \cdot \mu_{h_{ba}} + k_{al} \cdot \mu_{h_{al}}) \cdot x_h \quad (8)$$

de la cual se puede ver que la cancelación del tejido blando puede ser obtenida cuando el coeficiente x_t se anula.

De esta manera:

$$k_{ba} \cdot \mu_{t_{ba}} + k_{al} \cdot \mu_{t_{al}} = 0 \quad (9)$$

$$k_{ba} \cdot \mu_{t_{ba}} = -k_{al} \cdot \mu_{t_{al}} \quad (10)$$

$$\frac{k_{ba}}{k_{al}} = -\frac{\mu_{t_{al}}}{\mu_{t_{ba}}} \quad (11)$$

Con la igualdad (11) se indica que el tejido blando puede ser eliminado de la imagen compuesta cuando los factores de ponderación de la ecuación (7) son elegidos de tal forma que el cociente de éstos sea igual al negativo del cociente de los coeficientes de atenuación de los dos rayos. Un enfoque similar se emplea para obtener la cancelación del tejido óseo cuando se iguala a cero el coeficiente x_h en la ecuación (7).

3. Quantitative Computed Tomography (QCT)

Como la palabra lo dice, esta tecnología se basa en la utilización de datos adquiridos por tomografía computarizada para ser analizados mediante el uso de software específico que permite medir la densidad ósea y su geometría en una parte periférica del cuerpo del paciente. En esta monografía solamente se hace referencia a la tecnología QCT y no se describe el funcionamiento de la tomografía computarizada dado que escapa al alcance de la misma.

En comparación con la tecnología DXA, este sistema permite calcular la fortaleza de los huesos como una propiedad mecánica y el riesgo de su fractura. De éste como resultado se obtiene un parámetro conocido como Stress-Strain Index (SSI) que compara la fortaleza del hueso utilizando una prueba de ensayos de materiales conocida como “three point bending flexural test”³. Stress-strain index, puede traducirse al español como “índice de esfuerzo“ y es una medida sustitutiva de la fortaleza de los huesos. Otra gran ventaja que presenta esta tecnología es que permite realizar una reconstrucción en 3D del segmento esquelético a estudiar, con lo que puede aportar una mayor información para el medico que lo requiera.



Figura 3: Tomógrafo GE LightSpeed VCT (fuente: <http://www.gehealthcare.com>)

Gentileza de GE Healthcare.

³ *Three point bending flexural test*, http://en.wikipedia.org/wiki/Three_point_flexural_test

4. Comparación de ambas tecnologías

4.1. Precisión y exactitud

Basado en un estudio realizado por la Sociedad Mexicana de Ortopedia[5], donde se midió la DMO utilizando ambas tecnologías a una población de 12 mujeres con fractura de cuerpos vertebrales y 27 sin fractura; se obtiene como resultado que en las pacientes fracturadas, ambas tecnologías concuerdan en clasificar con osteoporomalacia a 9 de ellas, pero con promedios de DMO muy diferentes; a las 3 restantes DXA las clasificó con osteopenia y QCT con osteoporomalacia. En las no fracturadas se concordó en 21 casos, todos considerados normales; en las 6 restantes, DXA clasificó una como normal mientras que QCT con osteopenia. En los otros 5, DXA los clasificó con osteopenia mientras que QCT con osteoporosis.

Para fines de discriminar y predecir riesgo o no de fractura, la clasificación de los casos (normales, osteopénicos, osteoporóticos ó con osteoporomalacia) según los T-Score de la DMO medida por DXA, no se ajusta exactamente a los niveles medios de DMO de los cuerpos vertebrales de esta muestra; siendo sistemáticamente superior los medidos por DXA a los medidos por QCT. Es conveniente utilizar ambos procedimientos diagnósticos pues mientras DXA mide la DMO cortical QCT mide la trabecular, y entre ambos, clasifican mucho mejor los casos con fines de predecir el riesgo de fractura por compresión de cuerpos vertebrales. Como consecuencia de esto, se observa que el mejor punto de corte de DMO para predecir riesgo de fractura debería ser menor o igual a 0.7005 g/cm^2 para DMO cortical medido por DXA y menor o igual a 0.6515 g/cm^2 para DMO trabecular medido por QCT.

Según fue publicado en Osteoporosis International[14] los estudios de columna utilizando QCT y los de columna con vista lateral como también cuello femoral utilizando DXA, son los mejores métodos de medida de DMO para diagnostico, mientras que columna en posición antero-posterior (decúbito supino) utilizando DXA no es un buen método cuando se aplica a mujeres mayores de 60 años. En pacientes con fracturas por compresión vertebral los estudios de columna lateral con DXA y espinal con QCT correlacionan bien, mientras que los estudios DXA de columna antero-posterior, cuello femoral y al tercio distal del radio o radial, no son buenos métodos de medida de DMO en este mismo tipo de pacientes.

4.2. Dosis de radiación recibida por el paciente

Con el motivo de estimar el impacto de una parte del cuerpo irradiada se utiliza el concepto de dosis eficaz que se calcula a partir de la dosis expresada en Gray (Gy) absorbida por los distintos tejidos y órganos expuestos, aplicando factores de ponderación que tienen en cuenta el tipo de radiación (α, β, γ, X , neutrones) de las modalidades de exposición (externo o interno) y la sensibilidad específica de los órganos o tejidos. Por definición, la dosis eficaz expresada en Sievert (Sv), no puede utilizarse sino para evaluar el riesgo de aparición de efectos estocásticos en el hombre, y no puede emplearse ni para los efectos agudos ni para los efectos sobre la fauna y la flora.[16]

Existen muchas variables a considerar cuando se calcula la dosis recibida por el paciente, como ser, el método de medida o cálculo de la dosis, el método para determinar la dosis incluyendo el tamaño de la zona, los órganos expuestos y la velocidad de escaneo; depende si el paciente es delgado o no y si es adulto o pediátrico. Dependiendo de la marca y modelo se pueden medir diferentes dosis de radiación cuando se utilizan las tecnologías que en esta monografía se desarrollan. Como se puede ver en la siguiente tabla (Cuadro 3) publicada en "Essentials of Bone Densitometry for the Medical Physicist"[15], donde se compara la dosis eficaz con la dosis recibida como radiación de ambiente.⁴

⁴Dosis de radiación ambiente es aproximadamente $3000 \mu\text{Sv/año}$ o $8 \mu\text{Sv/día}$, o $0.33 \mu\text{Sv/hora}$.

Cuadro 3: Comparación de dosis de radiación según la tecnología utilizada.

Tecnología	Zona de medición	Dosis eficaz (μSv)
DXA	Columna AP	1.0
	Columna Lat	3.0
	Femur (Cadera)	1.0
	Cuerpo total	1.0 - 3.0
QCT	Columna c/scan Lat	60

O sea, la radiación eficaz recibida en un estudio de columna y cadera realizado con DXA ($2\mu Sv$) es equivalente a la dosis recibida durante 6 horas por radiación de ambiente; y un mismo estudio utilizando QCT ($60\mu Sv$) es es aproximadamente equivalente a 7,5 días de exposición a la radiación ambiente.

5. Conclusiones

Luego del anterior desarrollo se arriba a la conclusión de que actualmente existen dos métodos más usados por los cuales se pueden analizar y medir la densidad mineral ósea para diagnóstico. Clínicamente ambos vuelcan resultados similares y por si solos son suficiente para realizar el estudio de densitometría ósea pero utilizándolos de forma complementaria pueden ofrecer mayores herramientas al médico que lo requiera.

Por un lado DXA permite realizar un estudio simple, cómodo al paciente, rápido y con una significativa baja cantidad de radiación emitida. Un densitómetro no requiere ser instalado en un espacio especialmente preparado, dado que la única limitante es que el operario del equipo permanezca a una distancia no menor de 2 mts por razones de protección radiológica (dependiendo de las especificaciones del equipo). Los resultado son buenos para calcular DMO, pero para estimar la probabilidad de fractura no son tan exactos como los de QCT. Dependiendo del estudio puede incluir errores según la posición del paciente dado que se basa en un principio de proyección para obtener la imagen, por lo tanto pueden existir parte óseas que son tapadas por otras. Por otro lado QCT permite también realizar un estudio rápido, no tan simple debido al procedimiento mismo del manejo del tomógrafo y tampoco es cómodo para el paciente pues la infraestructura misma del tomógrafo suele causar alguna sensación de incomodidad; y por supuesto que la radiación recibida por él es mucho mayor típica de un estudio de tomografía. De por sí un tomógrafo requiere una obra civil bien planeada y que cumpla con las normas vigentes de protección radiológica. Los resultado son buenos para calcular la probabilidad de fractura, pero en medición de DMO presenta pequeñas diferencias con la tecnología DXA. Con las herramientas que QCT posee se pueden realizar reconstrucciones en 3D del sector esquelético a estudiar y ofrecer mayor información al medico tratante.

Dejando de lado la tecnología a utilizar, se debe ser consciente que el estudio de osteoporosis es fundamental para el bienestar de la población anciana desde el punto de vista sociosanitario y económico. Actualmente en el Uruguay no se le da la importancia que corresponde, pero proyectando a futuro se debe prever que al controlar y disminuir la población que sufre esta patología, se está disminuyendo en un 50 % los costos globales de ortopedia por fracturas atraumáticas. Por lo general los costos por prótesis de cadera son financiados por el Fondo Nacional de Recursos (FNR)⁵ y una disminución de la población en riesgo podría ayudar bajar el porcentaje de intervenciones debidas a fracturas traumáticas y permitir al FNR disponer de estos recursos en otros tratamientos de medicina altamente especializados.

⁵ *Fondo Nacional de Recursos*, es una persona pública no estatal que brinda cobertura financiera a procedimientos de medicina altamente especializada a toda la población, sin distinciones.[17]

Agradecimientos

Quisiera agradecer a mis amigos, colegas y compañeros de trabajo que leyeron y corrigieron en diversas ocasiones parte de este texto, contribuyeron a su elaboración o influyeron en él de manera relevante: Alvaro Lingeri, Aldo Mastroianni, Lic. Martín Aguirre, Ing. Daniel Balcon, Ing. Carlos Castti, Luis Possamay, Federico Sponton, Dra. Alba Dietschi, Dra. Diana Wiluzanski, David Kan, Ing. Daniel Cunha, Ing. Daniel Thevenet, Gustavo Thevenet, TR. Marcelo Robaina y el grupo de Médicos y Técnicos Radiólogos del Depto. de Densitometría de la Asociación Española Primera de Socorros Mutuos.

Referencias

1. GE Healthcare, <http://www.gehealthcare.com/> , 2008.
2. Wikipedia, <http://es.wikipedia.org/> , 2008.
3. Sociedad Uruguaya de Reumatología, <http://www.reumauruguay.org/> , 2008.
4. Clinica Universitaria Universidad de Navarra, <http://www.cun.es/cun/la-clinica/tratamientos-especializados/osteoporosis/> , 2008.
5. Bone mineral density in vertebral compression fractures, Saúl Renán León Hernández y Jesús Gerardo Mayorga Muñoz, Sociedad Mexicana de Ortopedia 2005.
6. Basic Physics of Nuclear Medicine, http://en.wikibooks.org/wiki/Basic_Physics_of_Nuclear_Medicine/Dual-Energy_Absorptiometry , 2008.
7. DEXA Problemas y Soluciones, Sergio Ragi , 2001
8. Department of Medicine University of Washington, <http://www.washington.edu/> , 2008
9. Wilson, Ph.D., Charles R, Essentials of Bone Densitometry for the Medical Physicist,â Medical College of Wisconsin, Milwaukee, WI. Paper presented at the AAPM 2003 Annual Meeting.
10. CRCPD Publication E-06-5 Technical White Paper:Bone Densitometry, October 2006
11. Organización Mundial de la Salud, <http://www.who.int/es/> , 2008
12. Núcleo de Ingeniería Biomédica de las Facultades de Medicina e Ingeniería, <http://www.nib.fmed.edu.uy/seminario.html> , 2008
13. Population Reference Bureau, <http://www.prb.org/SpanishContent/Topics/Envejecimiento.aspx> , 2008
14. Osteoporosis International, "Correlations of dual-energy X-ray absorptiometry, quantitative computed tomography, and single photon absorptiometry with spinal and non-spinal fractures", Publicación periodística realizada el 16 de mayo de 2005
15. "Essentials of Bone Densitometry for the Medical Physicist", Medical College of Wisconsin , Charles R Wilson, Ph.D.
16. Sievert, <http://www.sievert-system.net/WebMasters/sp/questions.html> , 2008
17. Fondo Nacional de Recursos, <http://www.fnr.gub.uy/> , 2008