

República Dominicana



UNPHU

Universidad Nacional Pedro Henríquez Ureña
Centro De Educación Médica De Amistad Dominico-Japonesa
Residencia de imagenología

DETERMINAR LA INCIDENCIA DE OSTEOPOROSIS MEDIANTE
ABSORCIOMETRÍA ENERGÍA DUAL POR RAYOS X EN EL CENTRO DE
EDUCACIÓN DOMINICO JAPONESA EN EL PERIODO COMPRENDIDO
JUNIO 2008 - MAYO 2009

Tesis de pos grado para optar por el título de magister en
IMAGENOLOGÍA

Sustentante:

Dr. Guillermo Federico Asmar Fernández

Asesores:

Dra. Magdalena Ortiz (Clínica)

Dra. Cladidania Rodríguez (Metodológica)

Los conceptos emitidos en la presente tesis de
pos grado son de la exclusiva responsabilidad
del sustentante de la misma

Distrito Nacional: 2013

CONTENIDO

I. Introducción...	1
I.1. Antecedentes.	2
I.2. Justificación.	3
II. Planteamiento del Problema.	4
III. Objetivos.	5
III.1. General.	5
III.2. Específicos.	5
IV. Marco Teórico.	6
IV.1. Osteoporosis.	6
IV.1.1. Epidemiología.	8
IV.1.2. Factores de riesgo.	9
IV.1.3. Fisiopatología de la osteoporosis.	10
IV.1.4. Características del hueso.	13
IV.1.5. Densidad mineral ósea.	13
IV.1.6. Definiciones de osteoporosis.	15
IV.1.7. Técnicas densitométricas.	16
IV.1.8. Características óseas de las localizaciones donde vamos a determinar la densidad mineral ósea.	16
IV.1.9. Bases físicas de la absorciometría.	17
IV.1.10. Tipos de técnicas densitométricas.	20
IV.1.10.1. Absorciometría fotónica simple (SPA).	20
IV.1.10.2. Absorciometría fotónica dual (DPA).	20
IV.1.10.3. Absorciometría dual de rayos X (DXA).	21
IV.1.10.3.1. Perspectiva histórica.	23
IV.1.10.3.2. Equipamiento.	23
IV.1.10.3.3. Indicaciones.	24
IV.1.10.3.4. Técnica y equipos de análisis de composición corporal por absorciometría dual por rayos X.	25
IV.1.10.3.5. La absorciometría dual por rayos X en	

AGRADECIMIENTOS

A mis profesores, compañeros de residencia, técnicos, enfermeras, camilleros, etc. de quienes aprendí lo poco que se. Gracias mil

El sustentante

DEDICATORIAS

A ti Dios a quien le debo todo

A mis padres quienes me dieron la vida y me han acompañado en este logro

A Carmen Virginia la persona que más se ha sacrificado en todo este largo camino. Mil gracias. Te amo.

A mis hijos quienes colaboraron de formas inimaginables.

A mis abuelos, especialmente a Federico Asmar Sánchez, mi segundo padre

A mis hermanos por contar siempre con su apoyo

Dr. Guillermo Federico Asmar Fernández

I. INTRODUCCIÓN

I. INTRODUCCIÓN

La osteoporosis se define como la pérdida de masa ósea y de la integridad de la microarquitectura del esqueleto, que produce fragilidad e incremento del riesgo de fractura. La densidad mineral ósea se ha demostrado que es con mucho el factor predictivo más fuerte de riesgo de fractura. Es por ello que la organización mundial de la salud definió la osteoporosis como la disminución de la masa ósea 2,5 desviaciones estándar por debajo del pico de masa ósea de la población, para un determinado sexo y raza. Se eligió arbitrariamente este nivel por considerar que por debajo de él, el riesgo de fractura supera el nivel aceptable. Por ello, a este nivel se le llama «nivel de fractura». Se ha calculado que cada disminución de una desviación estándar representa un 12 por ciento de pérdida ósea.¹

El diagnóstico así establecido, tiene consideraciones prácticas en cuanto a la toma de decisiones clínicas de prevención y tratamiento. Y puesto que el diagnóstico se hace en base a la determinación densitométrica, resulta imprescindible disponer de instrumentos fiables y precisos que puedan medir la masa ósea y compararla con las poblaciones de referencia. En las últimas décadas se han desarrollado diversas técnicas densitométricas capaces de cuantificar la masa ósea en distintas localizaciones.¹

Los métodos de análisis por absorciometría se introdujeron a principios de la década de 1960; inicialmente se empleó la absorciometría de fotón único (SPA, por su acrónimo anglosajón *single photon absorptiometry*), que usaba una fuente emisora de fotones como el I125 o el Am241 y un detector para medir las diferencias de absorción entre tejido óseo y no óseo a nivel periférico del cuerpo (como el calcáneo y la cabeza del radio), proporcionando unos valores estimados del contenido óseo.² En este trabajo determinaremos la incidencia de osteoporosis mediante absorciometría de energía dual por rayos X en el Centro de Educación Dominica Japonesa en el periodo comprendido Junio 2008-Mayo 2009.

I.1. Antecedentes

I.1. Antecedentes

En las décadas de 1970 y 1980 se evolucionó a las técnicas de doble fotón (DPA: *dual photon absorptiometry*); inicialmente se utilizaba radiación a dos niveles a partir de dos radioisótopos monoenergéticos y, posteriormente, se pasó a equipos que empleaban como fuente el Ga153 con emisiones a dos niveles de energía y que permitían la individualización del componente no óseo de los tejidos y, por lo tanto, permitían estimar el contenido óseo del esqueleto axial, como columna vertebral y cadera, que a diferencia de los huesos periféricos tienen una mayor cantidad de tejido no óseo rodeándolo, obteniendo una medida de la densidad ósea mineral del hueso cortical y trabecular expresada en g/cm² de superficie; con estos métodos ya comenzaron las estimaciones de la composición corporal mediante absorciometría y la comparación de sus estimaciones con técnicas de referencia.³

En la actualidad, en lugar de un radioisótopo, que presenta los inconvenientes de necesitar la sustitución de la fuente de energía cuando se agota y, además, produce variaciones en los resultados durante el periodo de agotamiento, se usa una fuente de rayos X de doble energía como emisor de fotones, y el análisis por absorciometría dual por rayos X se ha convertido en la técnica de elección para la valoración de rutina de la densidad ósea, ya que, a diferencia del análisis por absorciometría de doble fotón, proporciona imágenes de mejor calidad, reduce el tiempo de exploración y la exposición del paciente a la radiación, y también permite conocer la densidad ósea a nivel axial y periférico; a causa de estos factores, los aparatos de absorciometría de doble fotón han quedado en desuso.

En un principio, las técnicas de absorciometría se usaron y se desarrollaron para el análisis y la cuantificación del contenido óseo del organismo en el diagnóstico de la osteoporosis, para establecer valores de riesgo que permitieran predecir el desarrollo de fracturas, valorando regiones como la columna vertebral y el cuello femoral y, además, como método de elección para el seguimiento de los pacientes sometidos a tratamientos para detener o recuperar la masa ósea perdida.³

I.2. Justificación

Porque la osteoporosis representa un problema de salud pública en la República Dominicana, por alto índice de morbilidad que produce.

Porque los resultados de esta investigación pueden facilitar el diseño de programas de prevención y control de la osteoporosis en nuestro país.

II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La deficiencia de estrógenos asociado con la edad, ha sido relacionada a la pérdida de masa ósea sistémica, la cual se manifiesta como osteopenia, osteoporosis y riesgo incrementado de fracturas.

La densidad mineral ósea (DMO) es el factor de mayor riesgo independiente para predecir osteopenia, osteoporosis y fracturas; asimismo, el hallazgo de niveles bajos de densidad puede y de hecho guían en la actualidad, decisiones terapéuticas en ausencia de fracturas.

El examen radiográfico intraorales también proporcionan datos cuali- cuantitativos de los procesos fisiológicos o metabólicos que ocurren en las estructuras óseas cráneo máximo faciales importantes para el Diagnóstico.

Por esta situación es pertinente relacionar los niveles de la densidad mineral ósea obtenido por absorciometría dual de rayos X y la reabsorción del hueso alveolar (RHA) con la técnica periapical paralela y determinar los estados óseos de Normal, Osteopenia y Osteoporosis con procedimientos odontológicos de costos – beneficios favorables para programas de promoción de Salud Pública.

En tal sentido, los objetivos fundamentales de la atención primaria es prolongar la vida, aliviar el sufrimiento, restituir la función y evitar la discapacidad; por lo que, la osteopenia y la osteoporosis requiere de atención primaria, por considerarse como una de las enfermedades sistémicas, más prevalentes a nivel mundial y preocupación en salud pública en nuestro país.

Por lo que nos planteamos la siguiente interrogante: ¿Cuál es la incidencia de osteoporosis mediante absorciometría energía dual por rayos X en el Centro de Educación Dominico Japonesa en el periodo comprendido Junio 2008-Mayo 2009?

III. OBJETIVOS

III. OBJETIVOS

III.1. General

1. Determinar la incidencia de osteoporosis mediante absorciometría energía dual por rayos X en el Centro de Educación Dominico Japonesa en el periodo comprendido Junio 2008-Mayo 2009

III.2. Específicos

1. Identificar el sexo de los pacientes
2. Determinar la edad
3. Determinar la incidencia de osteopenia
4. Determinar la sintomatología
5. Menopausia
6. Histerectomía

IV. MARCO TEÓRICO

IV. MARCO TEÓRICO

IV.1. Osteoporosis

Definimos cómo osteoporosis aquella alteración esquelética caracterizada por el compromiso de la resistencia ósea que predispone al enfermo a un riesgo aumentado de fractura. La resistencia ósea refleja la integración de dos aspectos: la densidad mineral ósea y la calidad ósea.⁴

La osteoporosis es una enfermedad en la que existe una disminución generalizada y progresiva de la densidad ósea (masa ósea por unidad de volumen), que produce debilidad esquelética, aunque la proporción entre elementos orgánicos y minerales permanece inalterada. Se trata de una disminución cuantitativa del hueso sin alteraciones cualitativas del mismo. El hueso se vuelve más poroso, aumentando el número y la amplitud de las cavidades o celdillas que existen en su interior. De esta manera, los huesos se vuelven más delgados y frágiles, y resisten peor los golpes, rompiéndose con facilidad. Son precisamente las fracturas las que originan los síntomas de esta enfermedad y condicionan su importancia y repercusión socio sanitaria.

El hueso esta en continua formación y resorción, y esta formación y resorción ósea están perfectamente equilibradas en el hueso normal. En la osteoporosis la tasa neta de resorción ósea supera a la de formación de hueso, provocando una reducción de la masa ósea sin defectos en la mineralización del hueso. En las mujeres la actividad de los osteoclastos está aumentada por el descenso del nivel de estrógenos. Cuando los hombres y mujeres superan los 60 años de edad, la actividad osteoblástica (formadora de hueso) desciende de manera importante. Los hombres con descenso prematuro de la producción de testosterona pueden presentar un aumento de la actividad osteoclástica (destructora de hueso). Estos cambios ocasionan una mayor pérdida neta de hueso. La cantidad de hueso disponible como soporte mecánico del esqueleto acaba descendiendo por debajo del umbral de fractura y el Paciente puede sufrir una fractura sin traumatismo o como consecuencia de un traumatismo leve. La pérdida ósea afecta al hueso cortical y trabecular. Histológicamente, existe una reducción del grosor cortical y del número y tamaño de las trabéculas de hueso esponjoso, con anchura normal de los conductos

osteoides. En la osteoporosis posmenopáusica típica predomina la pérdida de hueso trabecular. Pueden coexistir un defecto en la mineralización (osteomalacia) y la osteoporosis.⁵

Es de suma importancia saber lo que significa el concepto de «capital óseo», puesto que la masa ósea va aumentando desde el momento en que aparecen los primeros núcleos de osificación hasta llegar a su máximo valor, que se alcanzan sobre la tercera década de la vida. Después de estabilizarse la masa ósea durante diez o veinte años, desciende nuevamente, más deprisa en la mujer menopáusica que en el hombre, de manera que a los 80 años se tiene aproximadamente un 41 por ciento menos de volumen trabecular óseo que a los 20 años.

Hay que resaltar que el punto máximo densitométrico, denominado «pico óseo», va a ser determinante para el futuro. Ese «capital óseo» logrado al final del desarrollo, es un 30 por ciento más alto en los hombres que en las mujeres, y está determinado por factores genéticos (las hijas de pacientes osteoporóticas posmenopáusicas presentan menor masa ósea que los controles pareados), ambientales, físicos, alimentarios, hormonales y étnicos (los individuos de raza negra alcanzan unos picos de masa un 10 por ciento superiores a los caucasianos), entre otros muchos.

En el niño y en el adolescente, un buen aporte energético y ejercicio físico racional consiguen alcanzar un «capital óseo» importante. Por el contrario, la falta de sol, la mala alimentación, la limitación de actividades, como puede ocurrir por enfermedades crónicas, hacen del niño un sujeto deficitario de masa ósea que va a ser decisiva para el resto de su vida. Especialmente sensibles son los niños (y todavía más los ancianos) a la dieta deficitaria de calcio, por eso es importante la suplementación de calcio a la alimentación habitual.

Los osteoblastos (células que forman la matriz orgánica del hueso y después la mineralización del hueso) y osteoclastos (células que producen la resorción ósea) están regulados por hormonas sistémicas, citocinas y otros factores locales (p. ej., hormona paratiroidea [PTH], calcitonina, estrógenos, 25-hidroxivitamina D). La deficiencia de estrógenos es una causa importante de pérdida ósea acelerada en la fase perimenopáusica y afecta a los niveles circulantes de citocinas específicas (p.

ej., interleucina-1, factor de necrosis tumoral α , factor estimulante de colonias macrófagos-granulocitos, interleucina-6). Los niveles de estas hormonas ascienden con la pérdida de estrógenos y aumentan la resorción ósea mediante reclutamiento, diferenciación y activación de los osteoclastos. Aunque los niveles de calcitonina son más bajos en mujeres que en hombres, la deficiencia de calcitonina no parece importante en la osteoporosis relacionada con la edad.⁵

IV.1.1. Epidemiología

En Europa, Japón y los Estados Unidos se estima que hay 75 millones de personas afectadas y alrededor de 200 millones alrededor del mundo.

Si la tendencia actual de envejecimiento de las poblaciones continúa, se espera que se doble la prevalencia de la osteoporosis para el año 2025.

Se estima que el 25 por ciento de las mujeres mayores de 50 años y el 50 por ciento de las mayores de 70 años sufren de osteoporosis.

Se estima que una de cada tres mujeres en la postmenopausia tendrá una fractura osteoporótica.

Las fracturas de muñeca tienen una incidencia que incrementa rápidamente los primeros cinco años después de la menopausia y alcanza el pico a los 55 años. Al menos 20 por ciento de las mujeres que han llegado a los 70 años, han tenido al menos una fractura de este tipo.

Con respecto a las fracturas vertebrales, se calcula que en una población de mujeres de 70 años alrededor del 25 por ciento habían tenido por lo menos una fractura vertebral y a los 80 años, casi todas las mujeres habían tenido una fractura por aplastamiento.⁶

La fractura de cadera ha llegado a ser tan común, que estos enfermos ocupan en la actualidad el 20 por ciento de las camas ortopédicas. Después de los 50 años, la incidencia de esta fractura crece en forma casi exponencial con la edad y como la mujer vive más tiempo que el hombre, del 75 a 80 por ciento de estas se dan en ellas. Se calcula que la probabilidad de fractura de cadera en una mujer que llega a los 85 años es del 12 por ciento, mientras que en el hombre es del 5 por ciento. La

mortalidad es elevada (5 al 25%) y sólo una minoría recupera una movilidad similar a la anterior de la fractura.

En el mundo ocurren más de 1 millón 600,000 fracturas de cadera anualmente que con su elevada mortalidad y costos (más de 10 billones de dólares anuales en USA derivados de costos directos e indirectos) han hecho que se considere a la osteoporosis un problema mayor de salud pública. Lo anterior contrasta con el hecho de que un 50 por ciento de las fracturas son prevenibles con una combinación del conocimiento de la enfermedad, cambios en el estilo de vida, dieta y tratamiento médico.

La relación mujer-hombre es de 1.5: 1 en la fractura de Colles, 7:1 en las fracturas vertebrales y 2:1 para la fractura de la cabeza de femur.⁸

IV.1.2. Factores de riesgo

Existe una gran importancia en el conocimiento de los factores de riesgo, para la identificación precoz de individuos propensos, y esta importancia está dada por el hecho, que a esta enfermedad se la compara, en cuanto a su progreso asintomático, con la hipertensión arterial, pues ambas debutan imprevistamente, con fractura ósea o con accidente cerebrovascular, respectivamente.

La clave en ambos casos, está en la identificación de la población de alto riesgo y en el caso de la osteoporosis, la identificación está centrada en la búsqueda de dos elementos, los factores predisponentes y la estimación del estado óseo.

Los dos factores predisponentes para el desarrollo de la enfermedad son: baja masa ósea conseguida hasta la madurez esquelética (bajo pico de masa ósea) y grado de pérdida ósea subsecuente.⁸

El pico de masa ósea que se alcanza entre la tercera y cuarta década de la vida, al igual que la velocidad de la pérdida de la masa ósea, están determinados por factores genéticos, aunque también juegan un papel los factores ambientales.

Sin embargo, la pérdida ósea acelerada que acontece después de la menopausia, se debe predominantemente al déficit estrogénico.

Hay una probada relación entre el estradiol y la masa ósea y serán susceptibles las mujeres con menopausia precoz o quirúrgica. Además está pérdida ósea

postmenopaúsica podrá agravarse probablemente por una ingesta baja de calcio o por un estilo de vida sedentario, pero eliminando los factores ambientales no evitaremos la enfermedad.⁹

Son candidatos a tener osteoporosis las mujeres (4 veces más que los hombres), de raza blanca o asiática seguidas de las latinas, con historia familiar de osteoporosis, mayor edad, en etapa postmenopaúsica o hipoestrogenismo natural o inducido (cirugía).

Podemos clasificar los factores de riesgo en mayores y menores.

Factores de riesgo mayores: edad mayor de 65 años, fracturas de bajo impacto luego de los 40 años, tratamiento crónico con corticoides, mala absorción intestinal, historia familiar de fracturas especialmente en la madre, menopausia temprana (antes de los 42 años) o quirúrgica, hiperparatiroidismo, facilidad para caídas, osteopenia radiológica e hipogonadismo.

Factores de riesgo menores: bajo peso, baja talla, vida sedentaria, elevado consumo de alcohol, ingesta baja de calcio, exceso de tabaco, elevada ingesta de proteínas o fosfatos, elevado consumo de café (mayor de 10 tazas diarias), inmovilización, artritis reumatoide, tratamiento con anticonvulsivantes, historia de hipertiroidismo, tratamiento crónico con heparina.

IV.1.3. Fisiopatología de la osteoporosis

El hueso está en un estado dinámico metabólico a través de la vida, es continuamente resorbido y formado en un proceso finamente regulado conocido como remodelación. A través de la infancia y adultez temprana, la formación excede a la resorción de modo que la densidad ósea se incrementa hasta la edad de 30 a 40 años en que se adquiere la masa ósea máxima (pico de masa ósea). Después de este período la resorción excede generalmente a la formación y la densidad ósea disminuye por el resto de la vida. Sin embargo el pico de densidad ósea a partir del cual comienza la declinación y la tasa de pérdida ósea difiere entre cada individuo. Algunos perderán suficiente densidad ósea para desarrollar osteoporosis.

La velocidad de remodelamiento óseo aumenta tras la menopausia, relacionándose estrechamente con los cambios de la función ovárica, pero con un

mayor déficit en la formación, por lo tanto habrá un balance negativo de calcio y una pérdida acelerada de hueso.

Luego de los 50 años todo individuo pierde masa ósea. Algunos (1 de 4 mujeres) la pierden de forma acelerada (3% o más anual) pudiendo llegar a la osteoporosis en pocos años. Esta pérdida acelerada se da en los años inmediatos a la menopausia (5-8 años). Otras personas pierden masa ósea de forma lenta (menos de 1% anual) y tienen menos riesgo de desarrollar osteoporosis. El principal factor que explica una pérdida acelerada es la menopausia, pues los estrógenos reducen la resorción ósea.¹⁰

Luego de los 60 años se produce una pérdida de masa ósea lenta (relacionada con la edad), la que continúa a lo largo de la vida del individuo. Por esto mientras mayor sea la edad de una persona mayor es el riesgo de padecer osteoporosis. En algunas personas de este grupo de edad pueden encontrarse pérdidas óseas mayores que generalmente son secundarias a artritis, consumo de cortisona y enfermedades de la tiroides entre otras.

El decremento de la masa ósea es causado por distintas anomalías incluyendo, como habíamos mencionado, el desbalance entre la formación y la resorción ósea dentro de cada unidad de remodelación (debido a una actividad osteoclástica incrementada con o sin actividad osteoblástica disminuida) y un incremento en la frecuencia de activación del número de unidades de remodelación iniciado por unidad de tiempo. En cada ciclo de remodelación hay una imperceptible pérdida de hueso, por lo tanto la pérdida total de hueso depende del total de ciclos, de esto se deduce que los procesos que aceleran la activación de la remodelación ósea aumentan la pérdida de hueso.

El incremento en la frecuencia de activación de unidades de remodelación es directamente dependiente de la deficiencia de estrógenos en las mujeres postmenopáusicas.

La pérdida de hueso después de la menopausia está claramente atribuida a un recambio óseo incrementado con un exceso de resorción ósea.

El recambio óseo acelerado con la pérdida subsecuente de hueso dentro de los 5 años después de la menopausia está directamente ligado a la deficiencia de estrógenos y es retardado con la terapia de reemplazo hormonal.

En la postmenopausia la caída brusca de estrógenos circulantes se asocia a una pérdida progresiva de masa ósea, apreciable histológicamente más a nivel del hueso trabecular que a nivel del cortical o compacto.

Se produce además un balance negativo de calcio a expensas de la fuerte pérdida fecal de calcio. El tratamiento prolongado con estrógenos revierte la tendencia hasta alcanzar un balance positivo.

Si a estas mujeres se les realiza una prueba oral con calcio radioactivo, la absorción intestinal del radiocalcio se encuentra sustancialmente comprometida y la excreción fecal del mismo es superior que la de las mujeres no osteoporóticas de igual edad.¹¹

El mecanismo activo del transporte intestinal de calcio está regulado estrictamente por el 1,25 (OH) 2 colecalciferol (calcitriol), el metabolito activo de la vitamina D.

En la osteoporosis postmenopáusica la vitamina D administrada exógenamente no es efectiva porque no existe carencia de la misma y porque existe un obstáculo para que la vitamina D se convierta en calcitriol a nivel renal.

En las mujeres postmenopáusicas con osteoporosis se han observado valores normales de 25 (OH) colecalciferol en sangre y valores disminuidos de 1,25 (OH) 2 colecalciferol (calcitriol).

Evidentemente la presencia de oxhidrilo en posición 1 es crítica para garantizar la eficacia funcional del calcitriol. La 1 alfa hidroxilación de la 25 (OH) colecalciferol consiste en proceso enzimático que se lleva a cabo en el riñón. Dicho proceso bioquímico depende de los estrógenos para su correcta realización.

Las mujeres ovariectomizadas en la edad fértil presentan una disminución en los niveles de calcitriol y una reducción paralela en la eficiencia del transporte intestinal de radiocalcio.

La deficiencia de esteroides sexuales ocasiona además los siguientes cambios:

- La población de osteoclastos llegará a ser más activa creando grandes cavernas de resorción.
- Alteración del balance de resorción-formación llevando a una pérdida de continuidad.
- Disminución de la posibilidad de producir nuevo hueso por parte de los osteoblastos.

Se ha demostrado que los estrógenos intervienen en la inhibición de las citoquinas resorptivas como las interleuquinas 1 y 6 y en la estimulación del factor de crecimiento TGF-beta. En los estados de deprivación estrogénica se induce la apoptosis de los osteocitos.

La osteoporosis que afecta al hueso trabecular obedecería más a factores relacionados con la menopausia como son las hormonas y el hueso cortical a factores en relación con el mismo proceso de envejecimiento.

Debido a que la remodelación ósea es un evento de superficie, las áreas del esqueleto que contienen la mayor parte del hueso trabecular son las primeras en sufrir una fractura osteopática: cadera, vertebras y muñeca.

En el proceso normal con la edad, lo que sucede es que hay un desbalance entre la efectividad de la resorción y la formación ósea, por un ineficiente reclutamiento de osteoblastos, por lo tanto la pérdida de la masa ósea es posible aún sin que esté estimulada la remodelación, o que, de hecho, la misma esté disminuida.

IV.1.4. Características del hueso

El hueso está formado por mineral, principalmente en forma de hidroxapatita de calcio, que se combina con colágeno tipo I y diferentes proteínas especializadas para dar lugar a la matriz ósea. A su vez, el esqueleto está formado por dos tipos de tejido macroscópicamente diferentes; el hueso trabecular (localizado principalmente a nivel de los cuerpos vertebrales y de la pelvis) y el hueso cortical (localizado principalmente en los huesos largos). El hueso trabecular representa el 20 por ciento del total de la masa ósea, y presenta un metabolismo más elevado que el hueso cortical. Por este motivo, es más sensible a los cambios hormonales y terapéuticos que este último.¹²

El calcio tiene la capacidad de absorber radiación, y de hecho lo hace en una proporción mayor que las proteínas y que los tejidos blandos. La cantidad de energía en forma de rayos X que es absorbida por el calcio en una sección ósea concreta refleja el contenido mineral óseo. Si dividimos el contenido mineral óseo por el área o por el volumen del hueso que queremos estudiar obtendremos una estimación de la densidad mineral ósea. Varios estudios han correlacionado la densidad mineral ósea y la fuerza necesaria para romper un hueso.¹³

Por otro lado la calidad ósea está determinada por la arquitectura ósea, el recambio óseo, el daño óseo acumulado (por ejemplo la presencia de microfracturas) y por la mineralización ósea. A diferencia de la densidad mineral ósea, la calidad ósea no es medible por ningún método en la actualidad, y por tanto la medida de la densidad mineral ósea es la única que nos puede aportar información sobre la resistencia ósea con vistas a identificar aquellos enfermos que presentan un mayor riesgo de fractura.

IV.1.5. Densidad mineral ósea

La densidad mineral ósea viene definida por la concentración media de mineral por unidad de área. Existen diferentes métodos para llevar a cabo la medida de la densidad mineral ósea. Los diferentes métodos densitométricos se basan en el principio de la atenuación que sufren los rayos X o los fotones de rayos gamma al atravesar los tejidos. Los valores de atenuación se suelen expresar en equivalentes a grosor mineral con el fin de compararlos con unas curvas basadas en la población normal. El resultado se expresa en desviaciones estándar respecto a estas curvas de normalidad. De todas maneras, el valor obtenido es una medida combinada de tejido óseo, medula ósea y tejido circundante. La medida adecuada de la masa ósea requeriría una densitometría tridimensional que excluyera la medula ósea y los tejidos blandos que rodean al hueso.¹³ Aunque las unidades de la densidad mineral ósea son g/cm^2 , la mayoría de decisiones clínicas se basan en el T-score.

Dentro de la terminología relacionada con la densitometría ósea, hallamos dos conceptos que debemos definir:

- T-score: es el número de desviaciones estándar (SD) por debajo de la densidad mineral ósea media en adultos jóvenes (entre 25 y 45 años).
- Z-score: es el número de desviaciones estándar por encima o por debajo de la media de la densidad mineral ósea en la población de la misma edad que el paciente.

Dado que la densidad mineral ósea disminuye con la edad, los T-score suelen ser inferiores que los Z-score a partir de los 40 años, y esta diferencia aumenta de acuerdo con la edad.

IV.1.6. Definiciones de osteoporosis

Un grupo de trabajo de la Organización Mundial de la Salud (OMS), ha definido a la densidad mineral ósea en mujeres como normal, osteopenia o osteoporosis en comparación con la densidad mineral ósea de mujeres de raza blanca, jóvenes y sanas.^{16,17} Para realizar el diagnóstico de osteoporosis, es suficiente presentar un valor de densidad mineral ósea menor de -2.5 desviaciones estándar en cualquiera de las localizaciones medidas.¹⁴

Aunque la definición de la Organización Mundial de la Salud se ha aplicado al sexo masculino, este hecho ha sido motivo de controversia y discusión dado que los varones presentan un mayor pico de masa ósea y tienen un mayor tamaño óseo que las mujeres. En realidad no existe en la actualidad un consenso sobre la definición de osteoporosis en el varón. De hecho si utilizamos la definición de la Organización Mundial de la Salud para valorar la osteoporosis en el varón, la incidencia y la prevalencia de esta se verían reducidas. Un estudio realizado en Estados Unidos objetiva que utilizando los criterios de la Organización Mundial de la Salud serían diagnosticados de osteoporosis entre 0.3 y 1 millón de varones. En cambio si utilizáramos la misma definición de la Organización Mundial de la Salud modificada respecto a la comparación de la densidad mineral ósea en varones jóvenes, serían diagnosticados entre 1 y 2 millones de varones con osteoporosis y entre 8 y 13 millones de osteopenia. Este hecho ha motivado que la Internacional Society of Clinical Densitometry (ISCD) definiera en el año 2003 unos criterios diagnósticos de osteoporosis para el sexo masculino.¹⁴

IV.1.7. Técnicas densitométricas

La medida de la densidad mineral ósea nos puede ser de utilidad por dos motivos: diagnosticar aquellos enfermos con un contenido bajo de tejido mineral óseo, y para monitorizar el curso de una osteoporosis sospechada o confirmada con varias medidas repetidas (por ejemplo cómo seguimiento de los efectos del tratamiento).¹⁵

Cualquiera de los métodos que vamos a utilizar para medir la densidad mineral ósea debe cumplir dos requisitos: presentar un alto nivel de precisión y un alto nivel de exactitud en la medida realizada. Estos dos conceptos son utilizados frecuentemente de forma sinónima, pero son diferentes en el contexto de la estadística y la probabilidad. El alto nivel de precisión se refiere a que la técnica seleccionada debe presentar pocos errores en la medida debidos al azar, mientras que el alto nivel de exactitud se refiere a que el valor medido debe corresponderse con el valor real. Dicho de otro modo, la precisión de la técnica seleccionada es importante para monitorizar las variaciones del contenido mineral óseo en un mismo enfermo a lo largo del tiempo. La exactitud es por otro lado decisiva para establecer un diagnóstico fiable en cada caso individualmente.

IV.1.8. Características óseas de las localizaciones donde vamos a determinar la densidad mineral ósea.

Debemos tener en cuenta que aproximadamente el 80 por ciento del peso esquelético es aportado por hueso cortical o compacto, mientras que el 20 por ciento restante es aportado por el hueso trabecular o poroso. La actividad metabólica del hueso trabecular es de 3 a 10 veces mayor que la del hueso cortical. Por este motivo la medida del hueso trabecular nos reportará una mayor utilidad cuando queramos determinar los cambios del contenido mineral óseo.¹⁵

El hueso trabecular representa el 40 por ciento del contenido mineral óseo de los cuerpos vertebrales, mientras que el cuello femoral contiene también aproximadamente un 40 por ciento de hueso trabecular. La parte más distal del radio (radio ultradistal) contiene un 80 por ciento de hueso trabecular. Sin embargo la forma irregular de esta parte del radio comporta dificultades a la hora de calibrar y obtener medidas en esta localización, disminuyendo de forma importante la precisión

de la técnica en esta zona. Por este motivo, la medida más utilizada a nivel del radio se lleva a cabo en el tercio distal (también llamado radio 33%), que contiene aproximadamente un 25 por ciento de hueso trabecular.¹⁶

IV.1.9. Bases físicas de la absorciometría

Las técnicas de composición corporal basadas en la absorciometría tienen como principio básico subyacente la diferente atenuación que sufren los fotones emitidos por una fuente determinada, en relación con la composición específica del tejido orgánico que atraviesan.

Cuando un material, como los tejidos del organismo en este caso, es atravesado por un haz de fotones procedente de una fuente radiactiva, o bien por un haz de rayos X, la intensidad de dicho haz, al ser detectado en el lado opuesto al que penetró, habrá disminuido su intensidad debido a las interacciones físicas que ocurren a su paso, y esta disminución de intensidad va a depender del espesor, la densidad y la composición química del material atravesado; este proceso se conoce como fenómeno de atenuación y se basa en dos fenómenos físicos descritos a finales del siglo XIX y principios del XX que explican la absorción y la dispersión de los fotones al incidir sobre la materia: el efecto fotoeléctrico, según el cual un fotón incidente sobre un átomo es absorbido a la vez que desplaza un electrón cuya energía dependerá de la longitud de onda de la radiación incidente; y el efecto Compton, en el que cuando un fotón choca con un electrón libre de la materia sobre la que incide, da como resultado un fotón de menor energía que el incidente.

El fenómeno de atenuación que sufre el haz incidente depende de la intensidad de energía inicial, y responde a una ecuación física que, en el caso de materiales homogéneos:¹⁶

$$I = I_0 e^{-\mu T}$$

Formula 1

FÓRMULA 1. Intensidad de radiación detectada tras atravesar un material. I: intensidad medida en el detector; I₀: intensidad incidente inicial; T: espesor del material; μ: coeficiente de atenuación lineal, específico del material atravesado.

En el caso específico de los tejidos orgánicos, éstos difieren en su composición química y, por lo tanto, en sus densidades específicas; así, el coeficiente de

atenuación deberá corregirse con el valor de densidad del tejido (ρ), resultando el llamado coeficiente de atenuación de masa: $\mu_M = \mu/\rho$.

$$M = (1/\mu_M) \times \text{Ln}(I_0/I)$$

Formula 2

FÓRMULA 2. Masa de un material obtenida por la medición de la radiación detectada tras su paso.

Si conocemos el espesor del material, la fórmula 1 puede expresarse como indica la fórmula 2, en la que M representa la masa del material y μ_M el coeficiente de atenuación de masa, que en el caso de materiales integrados por diversos elementos sería la suma de los diferentes coeficientes de atenuación de dichos elementos.¹⁷

La absorciometría dual de rayos X, como técnica de análisis de la composición corporal, realiza sus estimaciones a partir de las diferentes atenuaciones que sufre un haz de rayos X de doble energía al atravesar los diferentes componentes óseo, graso y el resto de los tejidos blandos. Cuando los fotones de dos niveles de energía diferentes inciden en un tejido, la atenuación puede expresarse como un valor R, que es la función de los coeficientes de atenuación de masa en los dos niveles energéticos; esto se deriva de los diferentes coeficientes de atenuación de masa que tienen los elementos químicos del organismo, y que van disminuyendo a medida que aumenta el nivel de energía.¹⁸ (Fórmulas 3 y 4)

Diversos estudios experimentales han desarrollado modelos matemáticos que obtienen las masas del tejido óseo y de los tejidos blandos adyacentes, estableciendo los coeficientes de atenuación de masa y las intensidades relativas, I_0/I en la fórmula anterior, del cuerpo humano, al ser atravesados por un haz de rayos X que varía su energía entre 40 keV y 70 keV¹².

$$M_{\text{ósea}} = \frac{R_{\text{st}} \text{Ln}(I_e/I_i) - \text{Ln}(I_1/I_2)}{\mu_1 \text{oseo} - \mu_2 \text{oseo} R_{\text{st}}}$$

$$M_{\text{st}} = \frac{R_{\text{st}} \text{Ln}(I_1/I_2) - R_{\text{ósea}} \text{Ln}(I_e/I_i)}{R_{\text{ósea}} \mu_1 \text{st}_2 - \mu_2 \text{st}_1}$$

FÓRMULAS 3 Y 4. Modelos estimativos de masa de tejido blando y óseo. $R_{\text{st}} = \mu_1 \text{st}/\mu_2 \text{st}$; $R_{\text{ósea}} = \mu_1 \text{óseo}/\mu_2 \text{óseo}$; st: tejido blando; R: relaciones de los coeficientes de atenuación de masa a alta y baja energía (μ_1 y μ_2) para tejido blando y hueso, respectivamente, li: intensidad inicial; Ie: intensidad emergente.

Los valores de la intensidad de los haces incidentes proceden de estudios con tecnología absorciometría fotonica dual basada en las fuentes de Ga153 para valorar la columna lumbar, en los que se comprobó que con valores mayores de 100 keV se reducían considerablemente las diferencias entre los coeficientes de atenuación entre hueso y tejidos blandos y los análisis reflejaban la totalidad de la masa tisular atravesada por el haz, mientras que con intensidades próximas a 40 keV existía una buena discriminación entre los tejidos blando y óseo sin excesiva atenuación.¹⁸

Como se ha descrito en las Fórmulas 3 y 4, la metodología de la absorciometría dual de rayos X consta de dos ecuaciones para determinar la masa ósea y la masa de tejidos blandos, basándose en el concepto de un análisis bicompartimental de la composición corporal; sin embargo, la absorciometría dual de rayos X estima tres compartimentos: masa mineral ósea, masa grasa y masa de tejido blando no óseo, por lo que el componente graso de los tejidos blandos es estimado a partir de la variación del cociente de atenuación de los tejidos blandos entre los niveles de energía más bajos y los más elevados; dicha estimación está basada en estudios que establecieron las constantes de atenuación asumidas para la grasa pura y el tejido magro no óseo a partir de la medición de elementos químicos de ambos tejidos efectuada mediante análisis de activación de neutrones; estas constantes de atenuación son prácticamente invariables entre los diferentes sujetos, por lo que la variación en el cociente de los coeficientes de atenuación a diferentes niveles de energía reflejará la cantidad de grasa en cada píxel de tejido blando analizado.¹⁸

De un modo resumido, podríamos decir que la composición corporal mediante absorciometría dual de rayos X consiste en realizar un barrido de la zona corporal que se va a analizar. El haz policromático de energía proporcionado por la fuente emisora sufre atenuaciones de diferente intensidad, que dependen de la composición del tejido que atraviesan, de tal forma que los tejidos blandos compuestos de agua y otros componentes orgánicos restringen el flujo de rayos X en menor medida que el hueso, lo cual refleja las diferentes atenuaciones de los elementos que componen los tejidos, siendo los constituyentes óseos calcio y fósforo los que presentan mayor capacidad de atenuación, en oposición a los elementos que integran la grasa, hidrógeno y carbono, con la menor capacidad de atenuación; así, midiendo las

atenuaciones sufridas por las energías incidentes y conociendo los diferentes coeficientes de atenuación podemos estimar la masa del tejido óseo y de los tejidos blandos circundantes.

IV.1.10. Tipos de técnicas densitométricas

En la actualidad disponemos de múltiples métodos tecnológicos para determinar la medida de la densidad mineral ósea: absorciometría fotónica simple (SPA), absorciometría fotónica dual (DPA), absorciometría radiográfica (RA), absorciometría radiológica simple (SXA), absorciometría de doble energía de rayos X (DXA), tomografía cuantitativa computarizada (QCT) y densitometría por ultrasonidos (BUA).¹⁹

IV.1.10.1. Absorciometría Fotónica Simple (SPA)

Fue la primera técnica densitométricas que se desarrolló a principios de los años 60. Un fotón proveniente de una fuente radioactiva (1125) atraviesa el hueso periférico. Dado que únicamente se utiliza un fotón, no podemos separar la atenuación producida por el tejido óseo de la producida por los tejidos blandos. Por este motivo esta técnica sólo se puede utilizar en zonas como el calcáneo o el radio donde prácticamente todo el tejido atravesado es óseo. Actualmente es una técnica en desuso.

IV.1.10.2. Absorciometría Fotónica Dual (DPA)

Técnica muy parecida a la anterior con la diferencia que se basa en la utilización de dos fotones diferentes que provienen de un radioisótopo (^{153}Gd). Es pues capaz de diferenciar la atenuación del hueso de la de los tejidos blandos. Se puede utilizar tanto en localización axial como en localización periférica. Con el desarrollo de la absorciometría de doble energía de rayos X (la cual no precisa de fuentes isotópicas), esta técnica entró también en desuso.

IV.1.10.3. Absorciometría dual de rayos X (DXA)

Se basa en la emisión de dos haces de energía diferentes originados de una fuente de rayos X en vez de una fuente radioactiva, de manera que conseguimos una mayor precisión que con la absorciometría fotónica dual. La utilización de dos haces de energía permite corregir la atenuación producida por los tejidos blandos. Es la técnica más ampliamente utilizada en la actualidad por su baja radiación, por su precisión y por su capacidad de obtener medidas tanto del esqueleto axial como del esqueleto periférico.²⁰

Con esta técnica podemos explorar la cadera, la columna, el antebrazo y la totalidad del esqueleto.

La medida de la densidad mineral ósea a nivel de la cadera se puede realizar en distintas localizaciones: cuello femoral, trocánter, diáfisis femoral, triángulo de Wards y cadera completa. El triángulo de Wards representa una zona variable, no anatómica, definida por el software de la máquina, que corresponde al área de menor densidad mineral ósea a nivel de la cadera.¹⁵ Las medidas a nivel de la cadera completa y a nivel del cuello femoral están consideradas como buenas predictoras del riesgo de fractura de cadera, y predicen mejor la fractura de cadera que la medida de la densidad mineral ósea en otras localizaciones. La medida de la densidad mineral ósea a nivel de la cadera es también predictores del riesgo global de fractura como lo son las medidas de la densidad mineral ósea en otras localizaciones, pero su ventaja es que no suele estar afectada por los procesos degenerativos articulares asociados a la edad.¹⁹

Por otro lado la medida de la densidad mineral ósea a nivel de la columna suele realizarse a nivel de L1 hasta L4. Los cuerpos vertebrales contienen principalmente hueso trabecular, que debido a su participación en la fase de remodelación ósea, es más sensible a los efectos de las hormonas y de determinados fármacos que el hueso cortical. Por lo tanto, la medida de la densidad mineral ósea a nivel de la columna suele objetivar mejor los cambios de la densidad mineral ósea en respuesta a determinados tratamientos a diferencia de la medida de la densidad mineral ósea en otras localizaciones.

Por el contrario la medida anteroposterior de la densidad mineral ósea a nivel de la columna suele incluir también la medida de los elementos posteriores así como del mineral que pueda contener la aorta abdominal (sin contribuir ninguna de las dos a la resistencia del cuerpo vertebral), y sus resultados pueden encontrarse falsamente elevados en aquellos pacientes con procesos degenerativos a nivel de la columna. Por este motivo, a diferencia de otras localizaciones, la determinación de la densidad mineral ósea en proyección anteroposterior a nivel de la columna lumbar suele aumentar en lugar de disminuir a partir de los 65 años.²⁰ Algunos aparatos nos dan la posibilidad de obtener imágenes laterales que tienen la ventaja de poder medir exclusivamente el cuerpo vertebral excluyendo los arcos posteriores y los osteofitos anteriores. No obstante la proyección lateral nos ofrece unos resultados menos reproducibles que la proyección anteroposterior.

El desarrollo de aparatos de absorciometría dual de rayos X con brazos en C rotatorios que permiten realizar la medida tanto en proyección anteroposterior cómo lateral de la columna con el enfermo en decúbito supino aportan una mejoría sustancial de la precisión y exactitud de la proyección lateral. Guglielmi et al.⁴ describen en su trabajo que la medida de la densidad mineral ósea con la proyección lateral tiene una sensibilidad diagnóstica de osteoporosis superior que la proyección posteroanterior. Otro trabajo que defiende la utilidad de la medida de la densidad mineral ósea de columna con la absorciometría dual de rayos X lateral con el enfermo en decúbito supino es el publicado por Lafferty et al. En su trabajo objetivan que la combinación de la absorciometría dual de rayos X lateral de columna y la absorciometría dual de rayos X de cuello femoral detecta un 97 por ciento de pacientes osteoporóticos, mientras que la combinación de absorciometría dual de rayos X anteroposterior de columna y la absorciometría dual de rayos X de cuello femoral detecta únicamente el 85 por ciento de pacientes osteoporóticos.²⁰

Los aparatos de absorciometría dual de rayos X presentan una alta precisión (0.5-2%), repetibilidad y han demostrado tener un valor predictivo de fractura. Sus inconvenientes son el alto coste y el gran tamaño del aparataje, así como la necesidad de personal especializado para su manejo.

IV.1.10.3.1. Perspectiva histórica

La absorciometría dual por rayos X axial con mesa estable, centrada en la columna lumbar y la cadera, es actualmente la técnica de elección para estudiar la osteoporosis, aunque existen múltiples técnicas de imagen potencialmente útiles para valorar la estructura ósea, cuantificarla y estudiar la calidad del hueso.²⁰

La radiología simple es útil para valorar la estructura ósea, aunque no permite cuantificar la densidad mineral ósea. Algunos autores han intentado aplicar la radiología digital con energía dual para un cálculo aproximado de la densidad mineral ósea.

La tomografía computarizada cuantitativa (TCC); en su modalidad central, focalizada en la columna lumbar, se realiza con los equipos de tomografía computarizada (TC) convencional. La tomografía computarizada cuantitativa periférica, focalizada en el radio o la tibia, se puede hacer con equipos menos sofisticados. Con la tomografía computarizada cuantitativa se realiza una adquisición volumétrica, a partir de la cual se calcula la densidad mineral ósea. La tomografía computarizada cuantitativa central tiene ventajas sobre la absorciometría dual por rayos X, ya que permite diferenciar el hueso cortical y trabecular, valorar la geometría de la vértebra, y calcular volumétricamente la densidad mineral ósea, que expresa en g/cm³. Los inconvenientes de la tomografía computarizada cuantitativa central son la dosis de radiación, y la falta de criterios diagnósticos validados.²¹

La resonancia magnética (RM) de alta resolución determina la estructura trabecular del hueso periférico (calcáneo, radio distal y falange). La arquitectura ósea estudiada mediante tomografía computarizada o resonancia magnética, y expresada en términos de escala, forma, anisotropía y conectividad, permite determinar la fuerza, independientemente del valor de densidad mineral ósea. Es probable que técnicas avanzadas de resonancia magnética, como la difusión, la perfusión y la espectroscopia, puedan proporcionar información adicional útil en el futuro.

La ecografía cuantitativa permite determinar la densidad mineral ósea en el esqueleto periférico, generalmente en el calcáneo.

La absorciometría fotónica, basada en la utilización de yodo-125 (I-125), se utilizó inicialmente para el estudio del esqueleto periférico (radio y calcáneo).

Posteriormente fue reemplazada por la absorciometría fotónica dual, que utiliza gadolinio-153 y permite el estudio en el esqueleto axial (cadera, columna y esqueleto total).

Estos equipos fueron posteriormente sustituidos por la tecnología basada en rayos X, inicialmente por la absorciometría con rayos X simple y posteriormente por la absorciometría dual por rayos X, que permitía ya evaluar el esqueleto axial.²¹

IV.1.10.3.2. Equipamiento

La absorciometría dual por rayos X periférica realizada con equipos portátiles se centra en el estudio de falanges. Es poco precisa, aunque también es menor su coste.¹ La AccuDXA puede utilizarse para seleccionar a los pacientes susceptibles de ser evaluados con absorciometría dual por rayos X central en mesa estable, o para sustituirla allí donde no se halla disponible.

La absorciometría dual por rayos X axial con mesa estable, centrada en la columna lumbar y el fémur (absorciometría dual por rayos X central), es la técnica de elección para estimar la densidad mineral ósea por su buena resolución y fiabilidad, rápida adquisición, y escasa radiación. En el mercado están disponibles distintos equipos (Lunar, Hologic, Norland) cuyas características son diferentes. Este hecho recomendable efectuar el seguimiento de cada enfermo en el mismo equipo. La precisión de la densitometría ósea con la absorciometría dual por rayos X con masa estable es alta, con un margen de error de 1-2 por ciento.

IV.1.10.3.3. Indicaciones

La principal utilidad de la densitometría ósea con absorciometría dual por rayos X es el diagnóstico de la osteoporosis, y puede además predecir el riesgo de fractura, indicar el tratamiento, o monitorizar su efecto. Las indicaciones actuales se recogen en las recomendaciones oficiales de la Sociedad Internacional de Densitometría Clínica, que se revisan cada dos años.

La osteoporosis es la «disminución de masa ósea y el aumento de fragilidad ósea que incrementa el riesgo de fractura».²¹ Es frecuente, a menudo silente, y comporta riesgo de fracturas, a veces atraumática. La osteoporosis supone un grave problema

de Salud Pública, por su prevalencia y por el coste asociado a su comorbilidad. Según la National Osteoporosis Foundation (NOF) la osteoporosis afecta a 10 millones de americanos, pero 34 millones de personas tienen riesgo de padecerla. Se estima que aproximadamente la mitad de las mujeres mayores de 50 años sufrirán una fractura osteoporótica a lo largo de su vida.²² En Europa la International Osteoporosis Foundation (IOF)²³ recoge datos e iniciativas en cada país. En España aproximadamente dos millones de mujeres padecen osteoporosis (prevalencia 26,1% de mujeres mayores o iguales a 50 años).²⁴

En 1994, la Organización Mundial de la Salud introdujo la determinación de la densidad mineral ósea mediante absorciometría dual por rayos X como forma idónea para cuantificar la osteoporosis. Basándose en un estudio realizado sobre mujeres blancas postmenopáusicas, en las que se demostró que la densidad mineral ósea y el riesgo de fractura estaban correlacionados, se definió la osteoporosis como «un valor de puntuación T (T-score) de -2,5», y se determinaron además valores de referencia para otros parámetros potencialmente útiles.²⁴ De este modo, la absorciometría dual por rayos X axial con mesa estable se convirtió en la técnica de referencia para esta afección.²⁴

IV.1.10.3.4. Técnica y equipos de análisis de composición corporal por absorciometría dual por rayos X

El equipo de exploración de absorciometría dual por rayos X consiste, esquemáticamente, en una mesa, donde el sujeto permanece en decúbito supino con las extremidades en aducción a lo largo del cuerpo, y que dispone de un brazo móvil en sentido cráneo-caudal y lateral donde está situada la fuente de rayos X que realiza el barrido del cuerpo y el detector de la radiación emergente tras atravesar el organismo.

La fuente emite un haz de rayos X de intensidad inicial variable según el modelo de equipo de absorciometría dual por rayos X utilizado. Este haz inicial es filtrado para conseguir dos picos de intensidad diferente que, con los equipos actuales, oscilan entre 38-45 KeV y 70-100 KeV; de una manera resumida puede decirse que

se han comercializado tres modelos diferenciados de equipos absorciometría dual por rayos X denominados de forma distinta según el fabricante:

- DPX® y los sistemas Expert®, Prodigy® e iDXATM de GE Lunar.
- La serie de modelos Delphi® y QDR® de Hologic.
- XR® y Excell® de Stratec, que se corresponde con la anterior denominación Norland.

Estos equipos se diferencian tanto en sus características técnicas como en los programas informáticos, entre los que existen diversas versiones para los análisis regionales de densidad ósea y composición corporal. Los programas de análisis también utilizan diferentes módulos según se analicen pacientes adultos o pediátricos.

De forma breve, podemos decir que, respecto a características técnicas, los equipos presentan diferencias en cuanto a los siguientes parámetros.²⁵

- A. Emisión del haz de rayos X: a finales de la década de 1980 se introdujeron los primeros equipos absorciometría dual por rayos X basados en la emisión de un haz fino de rayos X, denominado haz en punta de lápiz, que realiza un barrido progresivo incidiendo de forma perpendicular en la zona corporal que se desea explorar; la fuente emisora va acoplada a un detector en la parte opuesta del brazo que realiza el barrido; los modelos DPX® de Lunar, QDR-1.000® de Hologic y los equipos de Stratec emplean este método. Posteriormente se diseñan equipos que utilizan el haz en forma de abanico, en los que la radiación es emitida desde diferentes ángulos por una fuente que permite cubrir la anchura de la región explorada; así se evita el movimiento transversal del detector de radiación, ya que existen detectores múltiples situados de forma paralela al eje corporal, y se consigue una disminución del tiempo de realización de la exploración, pero a costa de un aumento de irradiación del paciente con respecto a los equipos de haz en punta de lápiz. Lunar utiliza tecnología de abanico en el modelo denominado Expert®; este modelo ha evolucionado hacia el Prodigy®, que realiza una transformación directa de la radiación en señales electrónicas, sin el paso intermedio en energía lumínica que ocurre en otras absorciometría dual por rayos X de haz

en abanico y, además, el ángulo del haz es más estrecho que en el Expert®, lo que produce una disminución de la exposición a radiación. Por su parte, Hologic, en su modelo QDR-2.000®, posee ambos tipos de haz, en punta de lápiz y abanico que, de forma similar, ha evolucionado al modelo QDR-4.500® con un ángulo de radiación más estrecho que el QDR-2.000®; los modelos de haz en abanico de ángulo estrecho suponen una irradiación similar a los equipos de punta de lápiz, pero aportan imágenes de mayor calidad.²⁶

B. Filtro de radiación: el haz de radiación es filtrado y dividido antes de incidir en la región a explorar, disminuyendo su energía con respecto a la que poseen a la salida de la fuente emisora y produciendo flujos de radiación de dos intensidades diferentes. Esta división del haz se consigue de dos formas: mediante filtros constituidos por tierras raras como el cerio o el samario, o bien mediante la interrupción rápida de forma secuenciada del potencial aplicado al tubo de rayos X; por ejemplo, los equipos DPX® y el modelo XR-36®, que además realizan una filtración dinámica que varía la intensidad del haz según el grosor corporal del paciente, emplean el primer método, mientras que en el modelo de QDR-1.000® de Hologic los pulsos de diferente intensidad de radiación son generados entre dos puntos de medición secuenciales utilizando el segundo método.²⁷

C. Control de calidad: los procedimientos de calibración para tejidos blandos y óseos, realizados previamente a las exploraciones y comparados con resultados previos, son necesarios para conseguir resultados válidos y precisos, siendo diferentes los métodos de calibración entre los diferentes fabricantes de equipos absorciometría dual por rayos X; así, tenemos que los modelos de Hologic y Stratec utilizan bloques geométricos compuestos de aluminio, metacrilato, resinas epóxicas e hidroxiapatita; además, el modelo QDR® realiza una calibración interna continua mediante un anillo giratorio compuesto por resina epóxica, mientras que en el caso de los sistemas DPX se utilizan dispositivos plásticos y aluminio; la calibración mediante estos dispositivos está basada en la similitud con los tejidos blando y óseo que presentan ciertos materiales como plásticos unidos al aluminio, con lo que

pueden usarse para simular los componentes graso y libre de grasa; la comparación y el desarrollo de nuevos dispositivos de calibración también son importante para contrastar equipos de diferentes fabricantes y para validar modelos del mismo fabricante.

- D. Detectores de radiación: todos los cambios que sufre el haz de rayos X al atravesar el cuerpo son registrados en un detector externo que, mediante un sistema informatizado y un *software* con algoritmos específicamente desarrollados, analiza estos cambios creando un mapa de píxeles, cuantificándolos y usándolos, además, para proporcionar imágenes de la región anatómica analizada, que pueden variar según la versión de *software* que se utilice; la configuración de los detectores también es diferente según los equipos; así, Lunar y Hologic emplean una serie lineal de detectores sólidos, mientras que en el caso de Stratec se utilizan detectores de centelleo de yoduro sódico que transforman la radiación recibida en energía lumínica. Otra diferencia en cuanto a los detectores sería que los equipos de Lunar y Stratec discriminan las diferentes energías recibidas, mientras que en el caso de Hologic no es necesaria esta discriminación por el modo de generación del haz comentado anteriormente.

Las dimensiones de la mesa de exploración son similares en casi todos los equipos, requiriendo que el paciente permanezca en decúbito supino. En cuanto al tiempo de realización de las pruebas, que previamente necesitaban de 15 a 25 minutos para una exploración de cuerpo entero, varía entre 3 y 8 minutos, e incluso menos de 1 minuto en exploraciones de columna lumbar y cadera, con los equipos actuales de haz en abanico y de haz en punta de lápiz de última generación como el DPX-IQ® de Lunar y el XR-46® de Norland, actual Stratec, con unos niveles de irradiación para el paciente que van a depender del modelo, de la tecnología de haz utilizada y del modo de análisis presente en algunos equipos, como DPX-L® de Lunar, que permite escoger, por ejemplo, modalidades lentas para individuos obesos. Recientemente se han introducido equipos con mayor superficie de exploración (iDXATM) que permiten realizar estudios sistemáticos de pacientes con obesidad mórbida de hasta 185 kg.²⁷

Las diferencias existentes entre los diversos modelos de absorciometría dual por rayos X en cuanto a programas de análisis, calibración y características físicas de los equipos producen resultados diferentes en los análisis de densidad ósea y composición corporal, dificultando la comparación de estudios; debido a ello se creó el *International DXA Standardization Committee* para la unificación de criterios, el establecimiento de parámetros que permitan una validación cruzada y el desarrollo de modelos matemáticos para estandarizar las medidas de densidad ósea en cada equipo permitiendo estudios multicéntrico, aunque algunos autores comunican resultados contradictorios.

Algunos autores han encontrado diferencias significativas en los resultados de estudios realizados en los mismos sujetos pero con equipos diferentes como Lunar®, Hologic® o Norland®. Estos resultados pueden atribuirse a diferencias en la generación de niveles de energía en las exploraciones, a los distintos algoritmos empleados para el análisis de los tejidos no óseos, a los métodos de calibración y a las diferencias entre los equipos que generan haces en abanico o en punta de lápiz; estas diferencias pueden variar entre el 4 y el 19 por ciento para los tres compartimentos de masa grasa, masa libre de grasa Y masa ósea que analiza la absorciometría dual por rayos X, por lo que se hace necesario comparar los diferentes equipos de absorciometría dual por rayos X con modelos multicompartimentales para lograr una mayor estandarización de la técnica.²⁸

Estas diferencias entre los diferentes equipos han sido objeto de varios trabajos que han estudiado los diferentes resultados en la estimación de la composición corporal suministrados por los equipos de diferentes fabricantes, y también entre los modelos del mismo fabricante que utilizan haz de punta de lápiz o en abanico; entre éstos se han comunicado diferencias entre las estimaciones de la masa grasa (MG) corporal total y relacionadas con el sexo en las que el modelo DPX-L® mostró el porcentaje de masa grasa más bajo y el Prodigy® el más elevado²², y diferencias dependientes del contenido total en MG, en las que el QDR-4.500® proporciona valores más elevados que el QDR-1.000® en individuos con menor contenido en masa grasa, mientras que en los sujetos con MG elevada ocurre lo contrario. Otros equipos, como DPX-IQ®, Prodigy® y Expert®, muestran diferencias en las

estimaciones del compartimento graso no dependientes de la cifra de masa grasa, siendo los equipos DPX® y Prodigy® los más próximos, quizá por la similitud tecnológica entre el haz en punta de lápiz con el de abanico de ángulo estrecho.²⁹ De forma similar, las estimaciones de masa libre de grasa (MLG) presentan diferencias en los contenidos altos de masa libre de grasa; estas diferencias, que pueden alcanzar cifras de hasta el 19 por ciento en las estimaciones de masa grasa, han llevado a algunos autores a desarrollar ecuaciones que permitan la conversión entre los resultados de los modelos de haz de punta de lápiz y abanico de ciertos modelos. Sin embargo, se recomienda que para estudios longitudinales en los que se desee detectar cambios de composición corporal se utilice el mismo equipo durante todo el estudio; otros estudios que comparan diferentes equipos entre sí y con técnicas de referencia como la hidrodensitometría (HD), encuentran diferencias que también invalidarían el intercambio de aparatos para estudios individuales y clínicos. Por otro lado, los mismos autores comparan dos equipos de haz en abanico, QDR-4500® y Expert®, y un equipo de haz en punta de lápiz, QDR-1000®, y concluyen que pueden ser asumidos realizando una adecuada calibración cruzada;²⁹ estos resultados ya fueron mencionados por otros autores que analizaron el contenido óseo mediante las dos tecnologías, llegando a la conclusión de que ambos métodos se pueden expresar mediante un factor escalar cercano a la unidad, y en aquellos casos en que se sustituya un equipo por otro de tecnología diferente deberían realizarse estudios de calibración cruzada en individuos, ya que la calibración realizada con dispositivos artificiales puede dar lugar a errores.

Los estudios que analizan la variabilidad en el análisis regional de la composición corporal son menos numerosos; sin embargo, también se han detectado diferencias entre los diferentes equipos que pueden influir de forma importante en la detección de enfermedades asociadas a ciertas patologías, como en el caso de la lipodistrofia asociada a la infección por VIH, en los que Prodigy^R muestra valores superiores a QDR-2.000^R en el porcentaje de MG en tronco y en la relación tronco-extremidades inferiores, y valores inferiores en el porcentaje de masa grasa total y en las extremidades superiores e inferiores.³⁰ De un modo similar, en dos estudios realizados con individuos sanos se encuentran diferencias entre equipos de haz en

abanico y haz en punta de lápiz, y valores más elevados para masa grasa y contenido mineral determinados por DPX® en comparación con QDR-1.000®, que muestra valores más elevados para masa libre de grasa³³ y, como se mencionó anteriormente, aunque algunos autores desarrollan modelos matemáticos para convertir los valores de un equipo a otro y reducir las discrepancias, estos modelos no se puede considerar que sean extrapolables a otros dispositivos.³⁰

IV.1.10.3.5. La absorciometría dual por rayos X en composición corporal

Las medidas estimativas de composición corporal se han convertido en parámetros importantes en la valoración del estado nutricional y, por extensión del estado de salud, desde que se han ido acumulando evidencias de la repercusión del contenido adiposo sobre las tasas de morbimortalidad y de la influencia del contenido de masa libre de grasa en el metabolismo basal.

Como se ha ido exponiendo hasta aquí, una fuente de rayos X produce un espectro policromático de fotones que genera dos picos de energía diferentes que realizan un barrido corporal; se produce una atenuación de los fotones a medida que atraviesan los tejidos en función del tipo y la proporción de los átomos presentes en el tejido y de la energía de los fotones y, finalmente, en función de los diferentes coeficientes de atenuación entre tejido mineral y tejidos blandos por un lado, y entre tejido magro y tejido adiposo por otro. La absorciometría dual por rayos X realiza un análisis de la composición corporal tricompartmental consistente en tejido óseo, tejido magro y tejido adiposo. Esta técnica permite el estudio de la composición corporal tanto del cuerpo entero como de distintos segmentos, si bien no es órganoespecífica y no permite cuantificar de forma separada los componentes proteicos y de agua del tejido magro.

La absorciometría dual por rayos X estudia la composición corporal desde un punto de vista de tres compartimentos que se distinguen por sus diferentes capacidades de atenuación de los rayos X: masa grasa, masa ósea (MO) y el llamado componente tisular blando delgado, sinónimo de masa libre de grasa o masa magra, compuesto de agua, proteínas, glucógeno y minerales no óseos; los componentes óseo y graso presentan la atenuación más alta y más baja,

respectivamente, mientras que el componente tisular blando presentaría una atenuación intermedia.³¹

No obstante, debemos puntualizar que la absorciometría dual por rayos X no hace tres mediciones independientes de masa grasa, masa ósea y masa libre de grasa, ya que esto requeriría disponer de tres niveles de energía con sus correspondientes valores de atenuación, sino que la masa grasa y la muscular son discriminadas mediante un proceso matemático; y así, el método de análisis por absorciometría dual por rayos X actúa separando inicialmente los píxeles que corresponden al tejido blando, compuestos por grasa y tejido libre de grasa y no óseo, de aquellos compuestos por tejido blando unido a tejido óseo, estos últimos con el coeficiente de atenuación más elevado. Los algoritmos que constituyen el *software* utilizan procesos iterativos y análisis de histogramas de valores de los coeficientes de atenuación que, unidos a técnicas de procesamiento de imágenes, integran toda esta información para proporcionar una imagen corporal del área analizada.³¹

Finalmente, la estimación diferenciada de los componentes graso y no graso del tejido blando se realiza mediante modelos matemáticos como los citados previamente en las Fórmulas 3 y 4, en los que los respectivos coeficientes de atenuación R se han establecido midiendo muestras de tejido blando y de grasa, o bien otros materiales que sirven como métodos de calibración.

Los avances tecnológicos han supuesto el desarrollo de equipos de absorciometría dual por rayos X progresivamente más sofisticados en cuanto a la fuente emisora de rayos X, adquisición y análisis de los datos corporales, lo que implica un perfeccionamiento en los algoritmos de análisis de las imágenes obtenidas. Todo ello ha llevado a que la absorciometría dual por rayos X haya extendido su uso, empleándose como técnica de análisis de la composición corporal en diversas situaciones, debido a su capacidad para estudiar la composición de tejidos no óseos y los cambios en la composición corporal, y por haber sido validada frente a técnicas de referencia.³²

Además, la absorciometría dual por rayos X se incluye como método de uso frecuente en diversos campos del análisis de la composición corporal, como los estudios que emplean referencias multicompartimentales, en el desarrollo de nuevos

modelos para estimar la masa grasa abdominal; en la estimación de la masa muscular total a causa de su importancia en la actividad física y en la valoración nutricional; en la medición de la masa muscular regional, para investigar cómo influyen en ésta, el crecimiento, el envejecimiento y las variaciones ponderales; en la estimación de la grasa visceral y, más recientemente, en otro aspecto interesante como es la valoración de la masa adiposa inter- e intramuscular, debido a su importancia metabólica en la sensibilidad a la insulina, y a los resultados conseguidos con la reducción de su contenido.

Se han publicado estudios dirigidos a la cuantificación de la masa ósea mediante absorciometría dual por rayos X de triple energía. El desarrollo de esta tecnología, aunque no está exenta de complejidad, podría suponer el acceso a un modelo multicompartimental de la composición corporal mediante absorciometría dual por rayos X que permita estimar la masa proteica y el agua corporal, además de la masa grasa y la masa ósea.

IV.1.10.4. Densitometría periférica

En los últimos años se han desarrollado densitómetros periféricos por absorciometría de doble energía de rayos X (pDXA) y otros por energía de rayos X simple (pRA). Sus ventajas radican en su menor tamaño, la escasa radiación que emiten y el hecho de que no requieren personal especializado para su manejo.

Con esta técnica podemos medir la densidad mineral ósea a nivel del antebrazo y del calcáneo. Una localización utilizada con frecuencia es la parte distal del radio, ya que contiene hueso trabecular y cortical. Otras localizaciones menos utilizadas son los metacarpianos y las falanges.³²

Aunque estas técnicas pueden predecir fracturas, su capacidad de predicción de fractura de cadera es inferior a la densidad mineral ósea medida con absorciometría dual de rayos X a nivel de la cadera. Igualmente, su capacidad predictiva de fracturas vertebrales también es menor que la absorciometría dual de rayos X de cadera y columna.³³

Uno de los problemas que presentan los densitómetros periféricos es su escasa concordancia con el T-score. La proporción de pacientes con T-scores inferiores a –

2.5 varía de forma considerable entre unos tipos de densitómetros y otros. De hecho en la actualidad no existe consenso sobre la interpretación de los resultados de las medidas periféricas, y se continúa debatiendo acerca de la capacidad de los aparatos periféricos para identificar a pacientes con una densidad mineral ósea central baja. La Internacional Society of Clinical Densitometry aconseja identificar puntos de corte para cada tipo de densitómetro periférico que tengan una sensibilidad del 90 por ciento a la hora de identificar pacientes con osteoporosis como paso previo antes de utilizar estas técnicas como screening. Por este motivo diferentes autores sugieren utilizar un corte diagnóstico de osteoporosis diferente del -2.5 de la definición de la Organización Mundial de la Salud.³³

IV.1.10.5. Tomografía cuantitativa computarizada (QCT)

Esta técnica nos permite realizar la medida de la densidad mineral ósea tanto a nivel axial como a nivel periférico (antebrazo).

Es la única técnica que nos ofrece una medida tridimensional volumétrica, y por tanto la única que es capaz de diferenciar el hueso cortical del trabecular. La tomografía cuantitativa computarizada tiene un valor predictivo de fractura vertebral igual de bueno que la absorciometría dual de rayos X de columna.³³

La tomografía cuantitativa computarizada presenta una precisión del 1 por ciento a nivel de la columna y del 1.2-3 por ciento a nivel de la cadera.

Sus inconvenientes son su alto coste económico y a diferencia del resto de técnicas la alta radiación a la que es sometido el enfermo.

IV.1.10.6. Ultrasonografía

La densitometría por ultrasonidos se podría clasificar en el grupo de densitometría periférica, pero tiene cualidades que la diferencian del resto de técnicas expuestas anteriormente. Como su nombre indica, la fuente de energía utilizada no es radiológica. La localización más habitualmente utilizada es a nivel del calcáneo, aunque algunos aparatos también miden la densidad mineral ósea a nivel de la rótula, tibia y falanges. Miden fundamentalmente el hueso trabecular.³⁴

La atenuación de los ultrasonidos de banda ancha (broadband ultrasonic attenuation, BUA) a través del hueso, se usa para determinar la densidad y la estructura ósea. Algunos aparatos pueden medir la velocidad del sonido (VS) y ofrecen un índice que es la combinación de ultrasonidos de banda ancha y de velocidad del sonido, índice ecográfico cuantitativo (QUI) que nos aporta datos cuantitativos y evalúa aspectos cualitativos como la elasticidad, la estructura y la geometría del hueso. De hecho la ultrasonografía es la única técnica que analiza estos aspectos de la microarquitectura ósea, cada vez más relevantes como factores de riesgo de fractura.

Algunos estudios han demostrado que la ultrasonografía tiene el mismo valor predictivo de fracturas vertebrales que la absorciometría dual de rayos X de columna y cadera. Por otro lado la combinación de ultrasonidos de banda ancha a nivel del calcáneo con la absorciometría dual de rayos X a nivel del cuello femoral predice mejor el riesgo de fractura de cadera que cada una de las medidas por separado.³⁴

La ventaja de estas técnicas son la ausencia de radiación ionizante, su rápida realización, su pequeño tamaño y que no requieren de personal especializado para su uso. Tienen una precisión del 0.4-4 por ciento.

V. OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES

V. OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES

Variable	Definición	Indicador	Escala
Incidencia	Se relaciona con la de riesgo ya que siempre implica el posible crecimiento proyectual de una enfermedad de acuerdo al análisis de los nuevos casos en los que tal condición se hace presente		Nominal
Sexo	Género al que pertenece el paciente	Masculino Femenino	Nominal
Edad	Tiempo transcurrido desde el nacimiento hasta la actualidad	0-20 21-40 41-50 ≥ 51	Ordinal
Sintomatología	Lo que el paciente refiere al momento de realizarse el estudio.	Dolor óseo Indicación medica Antecedentes familiar de osteopenia	Nominal
Menopausia	Cese del periodo menstrual	Sí No	Nominal
Histerectomía	Procedimiento quirúrgico que en el cual se extrae útero y anexos.	Sí No	Nominal

VI. MATERIAL Y METODOS

VI. MATERIAL Y METODOS

VII.1. Tipo de estudio.

Se realizó un estudio de retrospectivo y descriptivo para determinar la incidencia de osteoporosis mediante absorciometría energía dual por rayos X en CEMADOJA durante el periodo Junio 2008- Mayo 2009.

VII.2. Área de estudio

Dicho estudio fue realizado en el centro de educación médica de amistad Dominico-Japonesa localizado entre las calles Osvaldo Basil al norte, Federico Velásquez al sur, Alberth Tomas, al este; Federico Bermúdez, al Oeste.

VII.3. Universo y muestra.

El universo fueron todos los pacientes que acudieron al servicio de densitometría ósea en CEMADOJA. La muestra fue de unos 448 pacientes.

VII.4. Criterios

VII.4.1. De inclusión

No se discriminó a ningún paciente por condiciones económicas, sexo, religión, procedencia, raza, enfermedad y preferencia sexual.

VII.4.2. De exclusión

Se excluyó a todos aquellos pacientes que presentaron osteopenia por una enfermedad metabólica.

VII.5. Instrumento de recolección de los datos.

Se utilizó un formulario elaborado por el sustentante, que consta de seis preguntas cerradas con posibles respuesta de 12.

El mismo fue llenado en el archivo de CEMADOJA. Ver la sección de anexos (XII.2.)

VII.6. Procedimiento

El formulario fue llenado por el sustentante, con colaboración de técnicos en CEMADOJA antes de realizarse el estudio durante el periodo de Junio 2008-Mayo 2009.

Para la realización del estudio contamos con un densitómetro.

VII.7. Tabulación de datos

Fue realizado mediante método electrónica computarizado como Microsoft Word.

VII.9. Aspecto ético y bioética

En cuanto al aspecto ético se obvio en el formulario nombre, lugar de residencia o procedencia así como preferencia sexual. El trabajo se sometió al comité de Bioética del Centro de Educación de Amistad Dominico Japonesa (CEMADOJA), el cual fue aprobado.

VII. RESULTADOS

VII. RESULTADOS

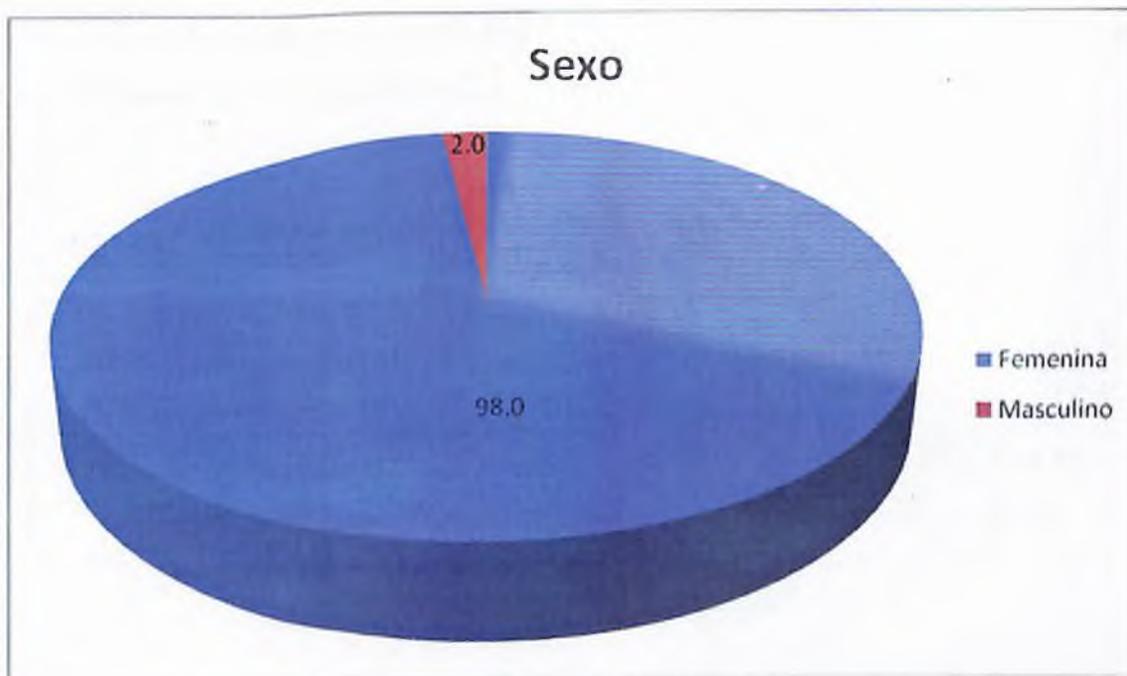
Cuadro 1. Incidencia de osteoporosis mediante absorciometría energía dual por rayos x en el Centro de Educación Dominico Japonesa en el periodo comprendido Junio 2008-Mayo 2009. Según sexo:

Sexo	Frecuencia	%
Femenina	439	98.0
Masculino	9	2.0
Total	448	100.0

Fuente: Archivo CEMADOJA

El 98.0 por ciento de los pacientes con osteoporosis eran del sexo femenino y el 2.0 por ciento eran masculino.

Grafico 1. Incidencia de osteoporosis mediante absorciometría energía dual por rayos x en el Centro de Educación Dominico Japonesa en el periodo comprendido Junio 2008-Mayo 2009. Según sexo:



Fuente: Cuadro 1.

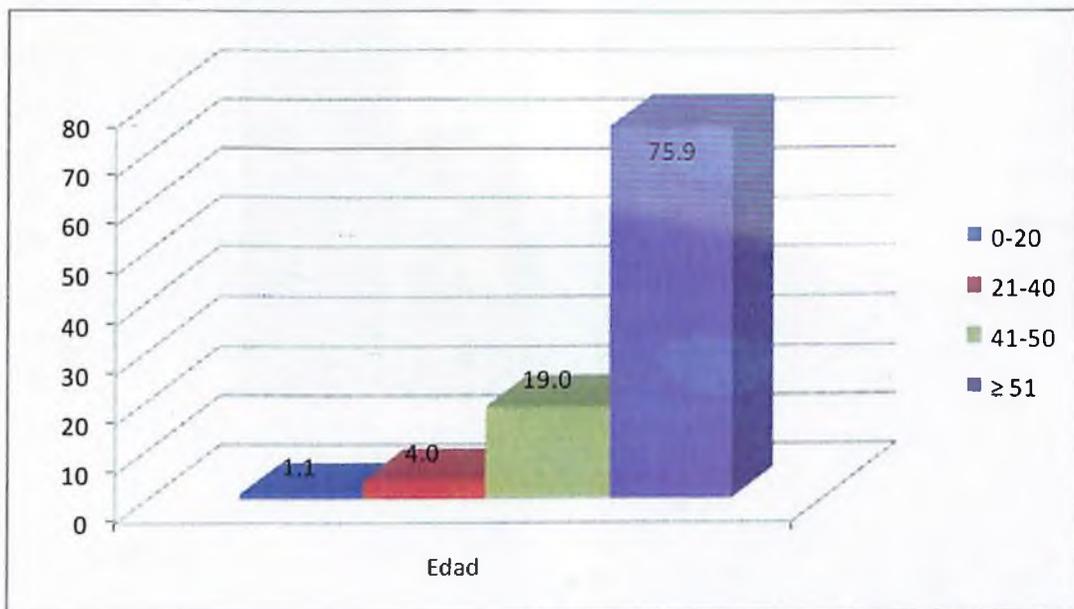
Cuadro 2. Incidencia de osteoporosis mediante absorciometría energía dual por rayos x en el Centro de Educación Dominicano Japonesa en el periodo comprendido Junio 2008-Mayo 2009. Según edad:

Edad	Frecuencia	%
0-20	5	1.1
21-40	18	4.0
41-50	85	19.0
≥ 51	340	75.9
Total	448	100.0

Fuente: Archivo CEMADOJA

El 75.9 por ciento de los pacientes tenían 51 o más años de edad, el 19.0 por ciento tenían edad entre 41-50 años, el 4.0 por ciento entre 21-40 años y solo un 1.1 por ciento entre 0-20 años.

Grafico 2. Incidencia de osteoporosis mediante absorciometría energía dual por rayos x en el Centro de Educación Dominicano Japonesa en el periodo comprendido Junio 2008-Mayo 2009. Según edad:



Fuente: Cuadro 2.

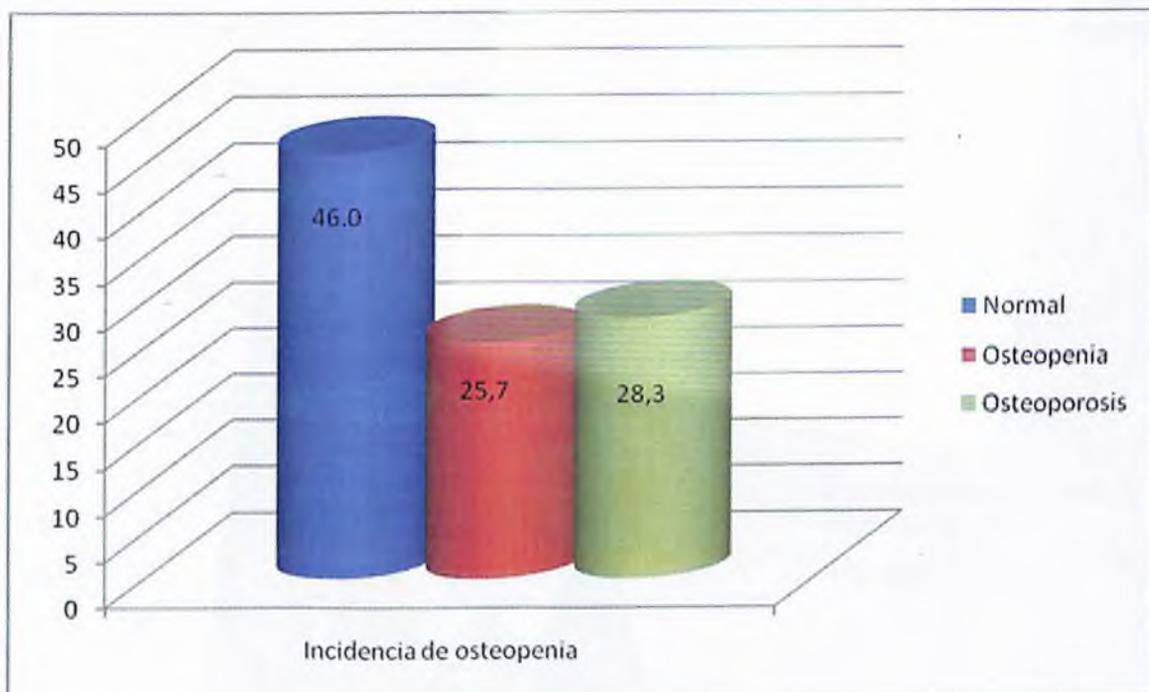
Cuadro 3. Incidencia de osteoporosis mediante absorciometría energía dual por rayos x en el Centro de Educación Dominico Japonesa en el periodo comprendido Junio 2008-Mayo 2009. Según incidencia de osteopenia:

Incidencia de osteopenia	Frecuencia	%
Normal	206	46.0
Osteopenia	115	25.7
Osteoporosis	127	28.3
Total	448	100.0

Fuente: Archivo CEMADOJA

De acuerdo a la incidencia de osteopenia el 46.0 por ciento tenían el nivel normal, el 28.3 por ciento en osteoporosis y el 25.7 por ciento en osteopenia.

Grafico 3. Incidencia de osteoporosis mediante absorciometría energía dual por rayos x en el Centro de Educación Dominico Japonesa en el periodo comprendido Junio 2008-Mayo 2009. Según incidencia de osteopenia:



Fuente: Cuadro 3.

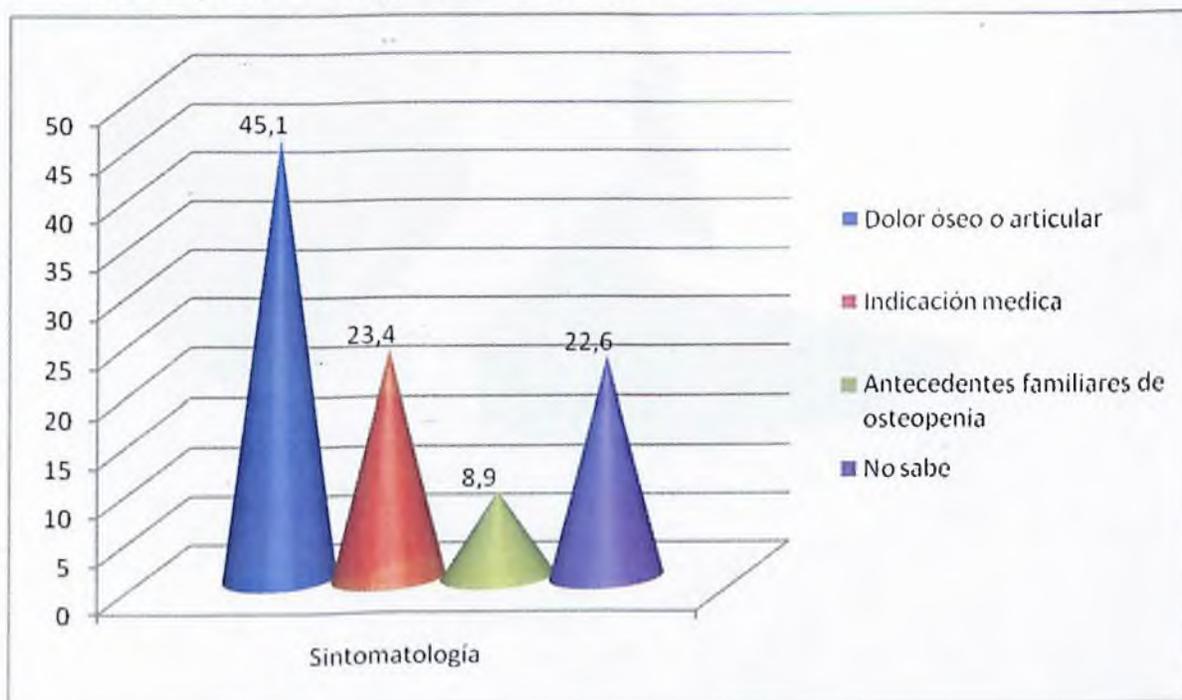
Cuadro 4. Incidencia de osteoporosis mediante absorciometría energía dual por rayos x en el Centro de Educación Dominico Japonesa en el periodo comprendido Junio 2008-Mayo 2009. Según sintomatología:

Sintomatología	Frecuencia	%
Dolor óseo o articular	202	45.1
Indicación medica	105	23.4
Antecedentes familiar de osteopenia	40	8.9
No sabe	101	22.6
Total	448	100.0

Fuente: Archivo CEMADOJA

El 45.1 por ciento de los pacientes presentaron dolor óseo o articular, el 23.4 por ciento tuvieron la indicación médica, el 22.6 por ciento no sabe y el 8.9 por ciento tenían antecedentes familiares de osteopenia.

Grafico 4. Incidencia de osteoporosis mediante absorciometría energía dual por rayos x en el Centro de Educación Dominico Japonesa en el periodo comprendido Junio 2008-Mayo 2009. Según sintomatología:



Fuente: Cuadro 4.

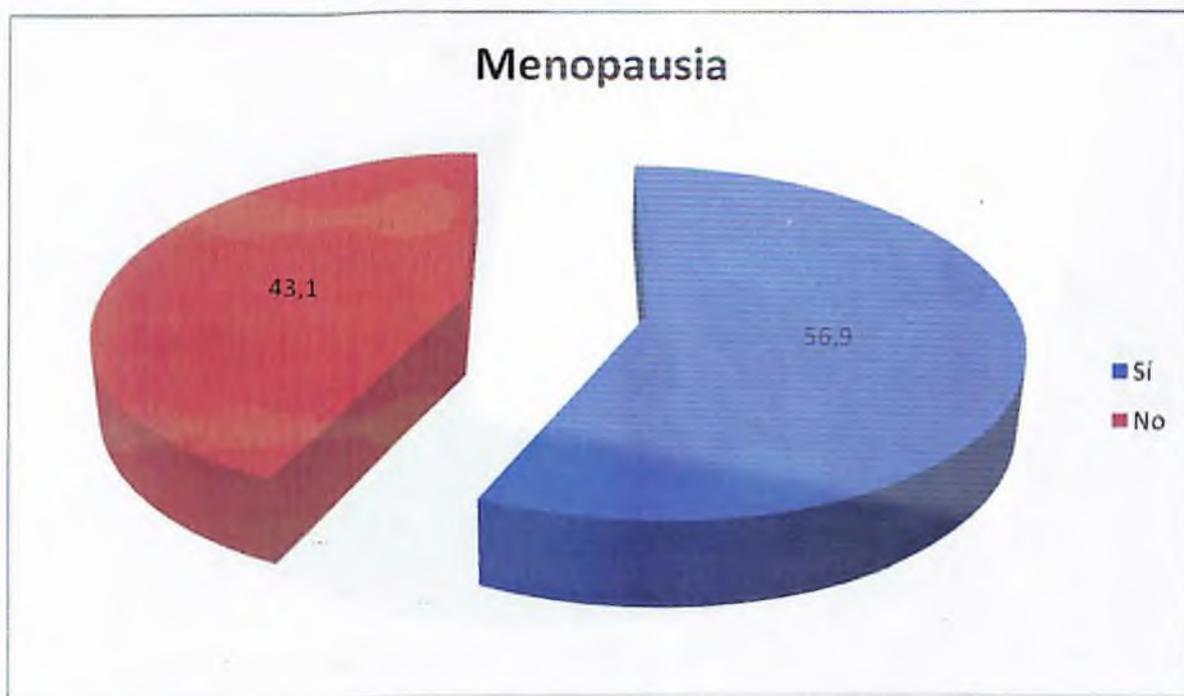
Cuadro 5. Incidencia de osteoporosis mediante absorciometría energía dual por rayos x en el Centro de Educación Dominico Japonesa en el periodo comprendido Junio 2008-Mayo 2009. Según menopausia:

Menopausia	Frecuencia	%
Sí	250	56.9
No	189	43.1
Total	439	100.0

Fuente: Archivo CEMADOJA

El 56.9 por ciento de las pacientes estaban en la etapa menopausia y el 43.1 por ciento eran pacientes premenopausica.

Grafico 5. Incidencia de osteoporosis mediante absorciometría energía dual por rayos x en el Centro de Educación Dominico Japonesa en el periodo comprendido Junio 2008-Mayo 2009. Según menopausia:



Fuente: Cuadro 5.

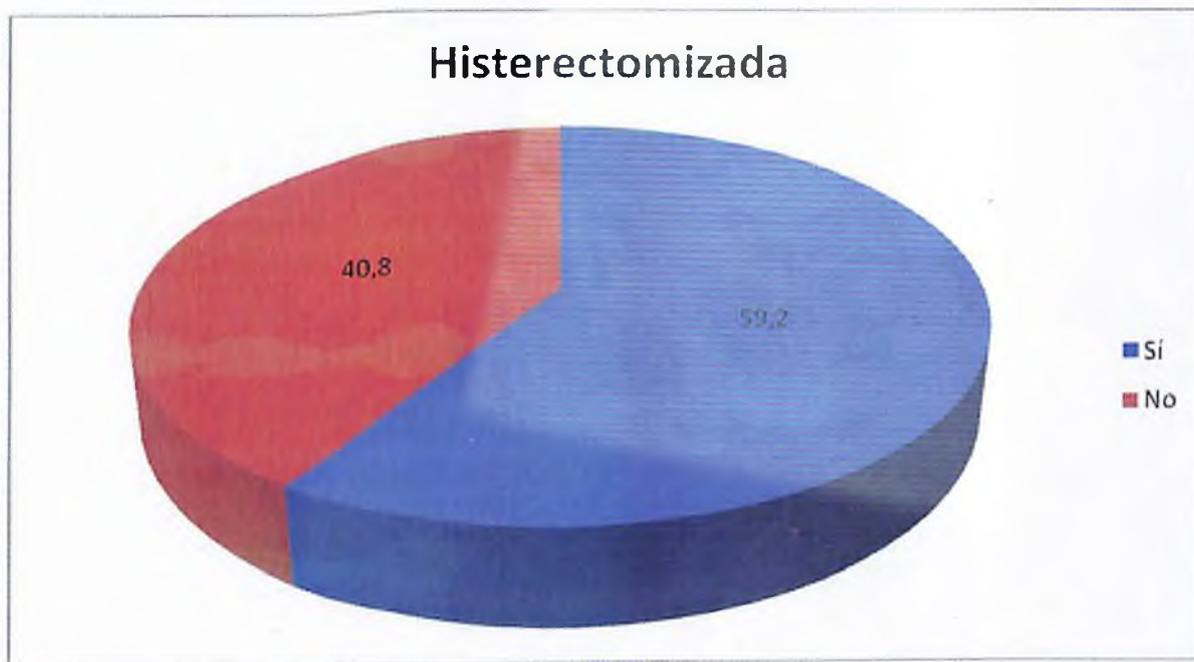
Cuadro 6. Incidencia de osteoporosis mediante absorciometría energía dual por rayos x en el Centro de Educación Dominico Japonesa en el periodo comprendido Junio 2008-Mayo 2009. Según histerectomizada:

Histerectomizada	Frecuencia	%
Sí	102	40.8
No	148	59.2
Total	250	100.0

Fuente: Archivo CEMADOJA

El 59.2 por ciento de las pacientes no fueron histerectomizada y el 40.8 por ciento si fueron histerectomizada.

Grafico 6. Incidencia de osteoporosis mediante absorciometría energía dual por rayos x en el Centro de Educación Dominico Japonesa en el periodo comprendido Junio 2008-Mayo 2009. Según histerectomizada:



Fuente: Cuadro 6.

VIII. DISCUSIÓN

VIII. DISCUSIÓN

Se realizara un estudio de retrospectivo y descriptivo para determinar la incidencia de osteoporosis mediante absorciometría energía dual por rayos X en CEMADOJA durante el periodo Junio 2008- Mayo 2009.

En la revista cubana del Hospital Central de la Habana Cuba en el año 2006 en el estudio bajo el titulo de incidencia de osteoporosis en personas adultas dio como resultado que el mayor número de casos fue el sexo femenino para un 84 por ciento coincidiendo con el presente estudio donde la incidencia fue de un 98 por ciento siendo el sexo masculino el menos afectado la literatura asi lo comprueba que el sexo femenino está influenciado por los niveles estrógenos y progesterona lo cual afecta al sexo femenino y estos niveles tienden a descender en la mujer menopáusica.

En el presente estudio el 75.9 por ciento de los pacientes tenían 51 o más años de edad coincidiendo con un estudio realizado por Andrés González *et al* donde la edad promedio de las pacientes estuvo sobre los 58 años de edad donde también coincide con la literatura encontrada donde se estima que el 25 por ciento de las mujeres mayores de 50 años y el 50 por ciento de las mayores de 70 años sufren de osteoporosis.³⁵

El 28.3 por ciento de los pacientes presentaron osteoporosis siendo más frecuente en este estudio que en el realizado por Andrés González *et al* donde solo un 13.65 por ciento de los pacientes presento osteoporosis.³⁵

El 25.7 por ciento presentaron osteopenia donde fue menos frecuente que el de Andrés González donde el 30.12 por ciento presentaron osteopenia.³⁵

El 46.0 por ciento de los pacientes tuvieron entre los parámetros normales de osteoporosis y osteopenia coincidiendo con el estudio ya mencionado donde fueron los más frecuentes con un 56.23 por ciento.

En el estudio OFELY, el 48 por ciento de las fracturas recogidas en una población de 671 mujeres postmenopáusicas se produjeron en mujeres con osteopenia, mientras que el 44 por ciento de estas fracturas ser produjeron en las que tenían criterios densitométricos de osteoporosis.³⁶

En cuanto al dolor óseo la literatura la asocia con llevar una vida sedentaria y a una mala nutrición y con una edad mayor de 50 años ya sea en hombre o mujeres coincidiendo con nuestro estudio que el 45.1 por ciento de los pacientes presentaron dolor óseo o articular.

El 23.4 por ciento tuvieron la indicación médica donde no tuvo asidero con la literatura.

El 56.9 por ciento de las pacientes estaban en la etapa de la menopausia coincidiendo con la literatura ya que la edad donde se realizan dichos son mujeres mayores de 50 años.

El 59.2 por ciento de las pacientes no fueron histerectomizada y el 40.8 por ciento si fueron histerectomizada.

IX. CONCLUSIONES

IX. CONCLUSIONES

Luego de haber analizado y discutidos los datos llegamos a la siguientes conclusiones:

El 98.0 por ciento de los pacientes con osteoporosis eran del sexo femenino.

El 75.9 por ciento de los pacientes tenían 51 o más años de edad.

De acuerdo a la incidencia de osteopenia el 46.0 por ciento tenían el nivel normal.

El 45.1 por ciento de los pacientes presentaron dolor óseo o articular.

El 56.9 por ciento de las pacientes estaban en etapa menopáusica.

El 59.2 por ciento de las pacientes no fueron histerectomizada.

X. RECOMENDACIONES

X. RECOMENDACIONES

La densitometría dual de doble energía de rayos x (DEXA) permite una medida directa y no invasiva de la densidad mineral ósea (BMD). El objetivo del estudio fue proporcionar recomendaciones para el uso apropiado de la densitometría en nuestro hospital para conseguir un diagnóstico certero y un tratamiento adecuado. Una comisión interdisciplinaria realizó una revisión sistemática de la bibliografía. Beneficios, daños y costes: El diagnóstico temprano de la osteoporosis a través de la densitometría ósea minimiza lesiones, mejora la calidad de vida y reduce el coste personal y social asociado a esta patología. Como inconvenientes tiene la exposición a radiaciones ionizantes y el coste. Los inconvenientes y el coste del uso apropiado de la DEXA son mínimos comparados con el coste de la osteoporosis. Recomendaciones: La densidad mineral ósea debe evaluarse sólo cuando sea necesario para el manejo clínico del paciente. DEXA es el mejor método para medir la densidad mineral ósea. Salvo que se sospeche una pérdida de masa ósea acelerada la DEXA no debe repetirse antes de los 2 años para monitorizar tratamientos. Las medidas y los informes de resultados deben estandarizarse.

Luego de haber analizado, discutido y concluidos los resultados damos las siguientes recomendaciones:

- Educar pacientes con medidas para mantener huesos saludables.
- Identificar pacientes con alto riesgo de osteoporosis.
- Utilizar densitometría ósea antes que una fractura ocurra.
- Utilización de terapia farmacológica apropiada.

XI. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

XI. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Ibáñez, R. Técnicas de medida de densidad de masa ósea. *Anales Sis San Navarra*. 2003, vol.26, suppl.3
2. Lohman TG, Chen Z. Dual energy X-Ray Absorptiometry. En: Heymsfield SB, Lohman TG, Wang ZM, Going SB (eds.). *Human Body Composition*. Champaign IL 61825-5076: Human Kinetics; 2005: 63-78.
3. D. Bellido Guerrero y J. Carreira Arias; Análisis por absorciometría de rayos X de doble energía y composición corporal, *Nutr Clin Med*, Septiembre 2008 Vol. II - Número 2 pp. 85-108.
4. Planas, J. Morote J.; La densitometría ósea: un nuevo método diagnóstico para el urólogo. *Arch. Esp. Urol.*, 59, 10 (1.031-1.040), 2006
5. Anon. Teriparatide for osteoporosis. *Med Lett Drugs Ther* 2003; 45: 9-10
6. Genton L, Hans D, Kyle UG, Pichard C. Dual-energy X-ray absorptiometry and body composition: differences between devices and comparison with reference methods. *Nutrition*. 2002; 18: 66-70.
7. Reid DM, Mackay I, Wilkinson S, et al. Cross-calibration of dual-energy X-ray densitometers for a large, multi-center genetic study of osteoporosis. *Osteoporos Int*. 2006; 17: 125-32.
8. Wiklund P, Toss F, Weinehall L, Hallmans G, Franks PW, Nordström A, et al. Abdominal and gynoid fat mass are associated with cardiovascular risk factors in men and women. *J Clin Endocrinol Metab*. 2008;93:4360-6.
9. Bauer JS, Link TM. Advances in osteoporotic imaging. *Eur J Radiol*. 2009;71:440-9.
10. Adams JE. Quantitative computed tomography. *Eur J Radiol*. 2009;71:415--24.
11. Rauch F, Plotkin H, DiMeglio L, Engelbert RH, Henderson RC, Munns C, et al. Fracture prediction and the definition of osteoporosis in children and adolescents: the ISCD 2007 pediatric official positions. *J Clin densitom*. 2008;11:22-8.
12. Lorente-Ramos R, Azpeitia-Armán J, Muñoz-Hernández A, García-Gómez JM, Díez-Martínez P, Grande-Bárez M. Dual-energy X-ray absorptiometry in the

- diagnosis of osteoporosis. A practical how-to guide. *AJR Am J Roentgenol.* 2011;196:897-904.
13. Gordon CM, Bachrach LK, Carpenter TO, Crabtree N, Fuleihan GE, Kutilek S, et al. Dual energy X-ray absorptiometry interpretation and reporting in children and adolescents: the 2007 ISCD pediatric official positions. *J Clin Densitom.* 2008;11:43-58.
 14. Baim S, Leonard MB, Bianchi ML, Hans DB, Kalkwarf HJ, Langman CB, et al. Official positions of the International Society for Clinical Densitometry and executive summary of the 2007 ISCD pediatric position development conference. *J Clin Densitom.* 2008;11:6-21.
 15. Tzotzas T, Krassas GE, Doumas A. Body composition analysis in obesity: radionuclide and non radionuclide methods. *Hell J Nucl Med.* 2008;11:63-71.
 16. Coin A, Sergi G, Minicuci N, Gianni S, Barbiero E, Manzato E, et al. Fat-free mass and fat mass referent values by dualenergy X-ray absorptiometry (DEXA) in a 20-80 year-old Italian population. *Clin Nutr.* 2008;27:87-94.
 17. Demura S, Sato S. Non-linear relationships between visceral fat area and percent regional fat mass in the trunk and the lower limbs in Japanese adults. *Eur J Clin Nutr.* 2008;62: 1395-404.
 18. Bozkirli E, Ertorer ME, Bakiner O, Tutuncu NB, Demirag NG. The validity of the World Health Organisation's obesity body-mass index criteria in a Turkish population: a hospital-based study. *Asia Pac J Clin Nutr.* 2007;16:443-7.
 19. Mahabir S, Ettinger S, Johnson L, Baer DJ, Clevidence BA, Hartman TJ, et al. Measures of adiposity and body fat distribution in relation to serum folate levels in postmenopausal women in a feeding study. *Eur J Clin Nutr.* 2008;62:644-50.
 20. Ozdemir A, Ucar M. Standardization of spine and hip BMD measurements in different DXA devices. *Eur J Radiol.* 2007; 62: 423-6.
 21. Sakai Y, Ito H, Meno T, Numata M, Jingu S. Comparison of body composition measurements obtained by two fanbeam DXA instruments. *J Clin Densitom.* 2006; 9: 191-7.

22. Aasen G, Fagertun H, Halse J. Body composition analysis by dual X-ray absorptiometry: in vivo and in vitro comparison of three different fan-beam instruments. *Scand J Clin Lab Invest.* 2006; 66: 659-66.
23. Carlsson E, Bosaeus I, Nordgren S. Body composition in patients with short bowel syndrome: an assessment by bioelectric impedance spectroscopy (BIS) and dual-energy absorptiometry (DXA). *Eur J Clin Nutr.* 2004; 58: 853-9.
24. Cavalcanti RB, Cheung AM, Raboud J, Walmsley S. Reproducibility of DXA estimations of body fat in HIV lipodystrophy: implications for clinical research. *J Clin Densitom.* 2005; 8: 293-7.
25. Shen W, St-Onge MP, Pietrobelli A, et al. Four-compartment cellular level body composition model: comparison of two approaches. *Obes Res.* 2005; 13: 58-65.
26. Mahon AK, Flynn MG, Iglay HB, et al. Measurement of body composition changes with weight loss in postmenopausal women: comparison of methods. *J Nutr Health Aging.* 2007; 11: 203-13.
27. Evans EM, Prior BM, Modlesky CM. A mathematical method to estimate body composition in tall individuals using DXA. *Med Sci Sports Exerc.* 2005; 37: 1211-5.
28. Lee CC, Glickman SG, Dengel DR, Brown MD, Supiano MA. Abdominal adiposity assessed by dual energy X-ray absorptiometry provides a sex-independent predictor of insulin sensitivity in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2005; 60: 872-7.
29. Hansen KC, Zhang Z, Gómez T, Adams AK, Schoeller DA. Exercise increases the proportion of fat utilization during short-term consumption of a high-fat diet. *Am J Clin Nutr.* 2007; 85: 109-16.
30. Dolan SE, Carpenter S, Grinspoon S. Effects of weight, body composition, and testosterone on bone mineral density in HIV-infected women. *J Acquir Immune Defic Syndr.* 2007; 45: 161-7.
31. Goodpaster BH, Krishnaswami S, Harris TB, et al. Obesity, regional body fat distribution, and the metabolic syndrome in older men and women. *Arch Intern Med.* 2005; 165: 777-83.

32. Pietrobelli A, Boner AL, Tato L. Adipose tissue and metabolic effects: new insight into measurements. *Int J Obes*. 2005; 29: S97-S100.
33. Soto González A, Bellido D, Buno MM, et al. Predictors of the metabolic syndrome and correlation with computed axial tomography. *Nutrition*. 2007; 23: 36-45.
34. Lee K, Lee S, Kim YJ, Kim YJ. Waist circumference, dual-energy X-ray absorptiometrically measured abdominal adiposity, and computed tomographically derived intra-abdominal fat area on detecting metabolic risk factors in obese women. *Nutrition*. 2008.
35. González-Arellano y cols. Prevalencia de osteoporosis y osteopenia en mujeres oriundas de la ciudad de Durango, México, de 50 y más años de edad diagnosticadas por DEXA en antebrazo *Gac Méd Méx* Vol. 143 No. 5, 2007.
36. Sornay-Rendu E, Munoz F, Garnero P, Dubouef F, Delmas PD. Identification of osteopenic women at high risk of fracture: the OFELY Study. *J Bone Miner Res* 2005; 20: 1813-9

XII. ANEXOS

XII. ANEXOS

XII.1. Cronograma

Actividades	Tiempo: 2012 – 2013	
Selección del tema		Octubre
Búsqueda de referencias	2012	Noviembre
Elaboración del anteproyecto	2012	Noviembre
Sometimiento y aprobación	2012	Noviembre
		Diciembre 2012-
Ejecución de las autoencuestas		febrero 2013
Tabulación y análisis de la información		
Redacción del informe	2013	Marzo 2013
Revisión del informe	2013	Abril 2013
Encuadernación	2013	Abril 2013
Presentación	2013	Abril 2013

XII.2. Formulario de recolección de los datos

INCIDENCIA DE OSTEOPOROSIS MEDIANTE ABSORCIOMETRÍA ENERGÍA DUAL POR RAYOS X EN EL CENTRO DE EDUCACIÓN DOMINICO JAPONESA EN EL PERIODO COMPRENDIDO JUNIO 2008-MAYO 2009.

Datos generales

1. Edad: 0-20____ 21-40____
41-50____ ≥ 51____

2. Sexo: Masculino____
Femenina____

3. Osteopenia: Normal: _____
Osteopenia: _____
Osteoporosis: _____

4. Sintomatología: Dolor óseo_____
Indicación medica_____
Antecedentes familiares de osteopenia_____

5. Menopausia: Sí____
No____

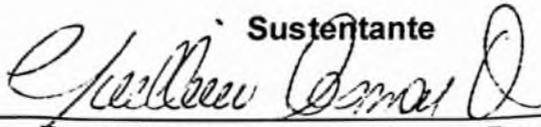
6. Histerectomía: Sí____
No____

XII.3. Costos y recursos

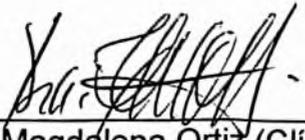
XII.1. Humanos			
1 (una) sustentante o investigadora Dos asesores (metodológico y clínico) Estadígrafo Digitador Residentes de Pediatría Secretaria			
XII. 2. Equipos y materiales	Cantidad	Precio	Total
Papel bond 20 (8 1/2 x 11)	3 resmas	120	360.00
Papel Mistique	3 resmas	80.00	240.00
Lápices	2 unidad	10.00	20.00
Borras	2 unidad	5.00	10.00
Bolígrafos	2 Unidad	10.00	20.00
Sacapuntas	1 unidad	12.00	12.00
Computador Hardware: Pentium III 700 Mhz; 128 MB RAM; 20 GB H.D.;CD-ROM 52x Impresora Epson stylus 440 Scanner: Microteck 3700 Software: Microsoft Windows XP Microsoft Office XP MSN internet service Omnipage Pro 10 Dragon Naturally Speaking Easy CD Creator 2.0 Presentación: Sony SVGA VPL-SC2 Digital data proyector Cartuchos Epson stylus 440			
	1 unidades	2,500.00	2,500.00
	2 unidades	1600.00	3200.00
XII.3. Información			
Adquisición de libros Revistas Otros documentos Referencias (ver listado de referencias)			
XII.4. Económicos			
Papelería(copias)	1000 copias	00.75	750.00
Encuadernación	12 informes	250.00	3,000.00
Alimentación			6,000.00
Transporte			4,000.00
Imprevistos			2,000.00
Total			\$ 22,112.00

XIII.4. Evaluación

Sustentante

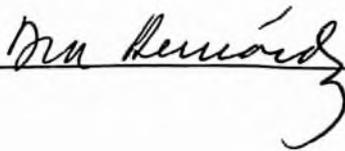

Dr. Guillermo Federico Asmar Fernández

Asesores


Dra. Magdalena Ortiz (Clínica)


Dra. Claridania Rodríguez (Metodológico)

Jurado





Autoridades:


Coordinador de la Residencia


Dra. Magdalena Ortiz Andújar
Jefe Departamento de Imagen
Sanitaria "Dr. Luis E. Rodríguez"


UNPHU
Director de la Escuela de Medicina


Dr. Edison Félix Félix
Jefe de Enseñanza


Decano de la Facultad de Ciencias
de la Salud

Fecha de presentación: 25/01/2013

Calificación: 94