

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 780 152**

51 Int. Cl.:

G01B 15/02 (2006.01)
A61B 6/00 (2006.01)
G06T 7/00 (2007.01)
G06T 11/00 (2006.01)
G16H 50/50 (2008.01)
G06T 19/20 (2011.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **18.03.2011 PCT/US2011/028973**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **22.09.2011 WO11116274**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.03.2011 E 11757051 (5)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.02.2020 EP 2547983**

54 Título: **Sistema y procedimiento para generar una distribución de densidad mejorada en modelos óseos tridimensionales**

30 Prioridad:

19.03.2010 US 727496

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

24.08.2020

73 Titular/es:

**HOLOGIC, INC. (100.0%)
250 Campus Drive
Marlborough, MA 01752, US**

72 Inventor/es:

**RAMAMURTHI, KRISHNA y
WILSON, KEVIN**

74 Agente/Representante:

MARTÍN DE LA CUESTA, Alicia María

ES 2 780 152 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Sistema y procedimiento para generar una distribución de densidad mejorada en modelos óseos tridimensionales

5 Campo de la invención

La presente invención se refiere generalmente al campo de la evaluación ósea y más particularmente a un sistema y procedimiento para generar distribuciones de densidad mejoradas en un modelo 3-D de una estructura para usar en la evaluación ósea.

10

Antecedentes de la invención

Actualmente, la Absorciometría de rayos X de energía dual 2D es la norma de oro para la evaluación de la osteoporosis. La absorciometría de rayos X de energía dual (DXA) es un medio para realizar una evaluación ósea mediante el uso de haces de rayos X de diferentes niveles de energía. Un sistema DXA generalmente incluye una mesa de exploración y un brazo en C en los extremos opuestos de los cuales se montan un tubo de rayos X y un conjunto de detectores múltiples. El paciente se posiciona en la mesa de exploración entre el tubo de rayos X y el conjunto de detectores del brazo en C y un haz de rayos X en forma de abanico se dirigen desde el tubo al detector a medida que el tubo y el detector se escanean axialmente a lo largo del paciente. Los rayos X se pulsan alternativamente en rangos de energías alta y baja. Al comparar la atenuación relativa de los rayos X en las dos energías, pueden sustraerse las contribuciones a la atenuación debidas al tejido blando. Cuando se sustrae la absorción de tejidos blandos, queda una imagen bidimensional de la estructura ósea del paciente y puede usarse para fines de evaluación ósea.

La DXA se ha convertido en la norma de oro para la evaluación de la osteoporosis debido a que esta proporciona mejores resultados de evaluación ósea (en comparación con los rayos X de energía única) mientras que se minimiza la exposición del paciente a la radiación. Sin embargo, un problema con la DXA es que no proporciona información 3-D importante sobre la densidad volumétrica y la geometría espacial de las estructuras óseas con imágenes. Dicha información 3-D puede obtenerse mediante el uso de densitometría de tomografía computarizada cuantitativa (TCC). La exploración TCC se realiza mediante el uso de un escáner TC para obtener datos volumétricos. Un problema con TCC radica en si la calidad de la información obtenida mediante la evaluación estructural 3-D mediante el uso de TCC supera la mayor exposición del paciente a la radiación, los costos financieros asociados con TCC y la viabilidad clínica de la práctica real de TCC.

Se han realizado intentos para aprovechar la información proporcionada por DXA para obtener información de evaluación ósea de calidad similar a la proporcionada por TCC. Estos intentos han implicado seleccionar un modelo 3-D estándar de una estructura ósea de un paciente a partir de un atlas de estructuras, y personalizar el modelo 3-D mediante la variación de sus modos de deformación hasta radiografías digitalmente reconstruidas (DDR) (es decir, imágenes de proyección 2-D) del modelo 3-D pueden "hacerse coincidir" con imágenes de proyección DXA del paciente registradas conjuntamente. Con tal disposición, puede obtenerse un modelo VXA 3-D personalizado de una estructura ósea mediante el uso de solo unas cuantas imágenes de proyección DXA, lo que minimiza de esta manera la exposición del paciente mientras que en teoría proporciona datos de evaluación ósea de mejor calidad.

Sin embargo, se ha determinado que no toda la información de evaluación de la salud ósea proporcionada por un modelo VXA personalizado cumple con las normas de calidad de TCC. Los modelos VXA personalizados han demostrado una gran precisión para las mediciones de evaluación ósea relacionadas con la geometría espacial de la estructura. Sin embargo, las mediciones que intentan cuantificar la densidad volumétrica de la estructura ósea, y en particular la densidad mineral ósea (DMO), han demostrado ser menos confiables. Sería conveniente identificar un procedimiento para obtener información de densidad volumétrica que tenga una precisión comparable a la proporcionada por TCC aún a niveles de dosificación de DXA.

50

Sumario de la invención

De acuerdo con un aspecto de la invención, un procedimiento para generar un modelo de densidad mejorada de un objeto incluye las etapas de generar un modelo personalizado de un objeto mediante el uso de un conjunto predefinido de modelos en combinación con al menos una imagen de proyección del objeto, el modelo personalizado que comprende una pluralidad de elementos de volumen, que incluyen la información de densidad. Se genera un mapa de densidad al relacionar una imagen de proyección sintetizada del modelo personalizado con una imagen de proyección del objeto. Las ganancias del mapa de densidad pueden retroproyectarse en el modelo personalizado para proporcionar un modelo personalizado de densidad mejorada del objeto. El modelo personalizado de densidad mejorada puede almacenarse para su uso posterior en la evaluación ósea y/o visualizarse en una interfaz del usuario. Debido a que el mapa de densidad se calcula mediante el uso de la información de la imagen de proyección sintetizada en combinación

con imágenes de proyección reales de la estructura, se ha demostrado que proporciona resultados de geometría espacial y densidad volumétrica comparables a los de TCC pero con menos exposición del paciente, costo de equipo y hora de la exploración.

5 De acuerdo con otro aspecto de la invención, un sistema para evaluar las características de densidad de un objeto incluye un procesador, un medio de almacenamiento para almacenar una imagen de proyección de un objeto y el código de programa almacenado en el medio de almacenamiento. El código del programa es operable cuando el procesador lo ejecuta para: generar un modelo personalizado del objeto mediante el uso de un modelo genérico del objeto y la imagen de proyección del objeto, el modelo personalizado comprende una pluralidad de elementos de volumen, cada elemento
10 de volumen que incluye información de densidad, generar un mapa de densidad mediante el uso de una imagen de proyección sintetizada del modelo personalizado y una imagen de proyección del objeto y retroproyectar las ganancias del mapa de densidad en el modelo personalizado para modificar la información de densidad de cada uno de los elementos de volumen para proporcionar un modelo personalizado de densidad mejorada del objeto y, transformar de esta manera el modelo genérico del objeto en un modelo específico del objeto; y en el que el modelo personalizado de
15 densidad mejorada del objeto se almacena en el medio de almacenamiento.

De acuerdo con un aspecto adicional de la invención, un mapa de densidad se almacena en una memoria legible por ordenador de un sistema de procesamiento. El mapa de densidad comprende una matriz MxN de elementos de densidad derivados de una imagen de proyección MxN de un objeto y una imagen de proyección sintetizada MxN de un
20 modelo tridimensional genérico que se ha personalizado mediante el uso de la imagen de proyección del objeto. El mapa de densidad se construye al comparar la imagen del objeto con la imagen de proyección sintetizada del modelo tridimensional. Por lo tanto, el mapa de densidad construido se utiliza para transformar el modelo tridimensional genérico personalizado en un modelo tridimensional específico del objeto.

25 **Breve descripción de las Figuras**

La Figura 1 ilustra un entorno de evaluación ósea ejemplar en el que la presente invención puede usarse para generar, almacenar y/o visualizar modelos de absorciometría de rayos x de doble energía de volumen mejorado de densidad (E-VXA);
30

La Figura 2 es un diagrama de bloques que ilustra varios componentes del sistema de la Figura 1 que soportan la presente invención;

La Figura 3 es un diagrama de flujo que ilustra las etapas ejemplares que pueden realizarse para generar el modelo VXA de densidad mejorada de la presente invención;
35

La Figura 4 es un diagrama de flujo funcional proporcionado para ilustrar un procedimiento para generar un modelo VXA personalizado para usar con la presente invención;

40 La Figura 5 es un diagrama que ilustra cómo pueden usarse las imágenes para generar un mapa de densidad de la presente invención; y

La Figura 6 es un diagrama destinado a ilustrar la retroproyección de densidad del mapa de densidad en el modelo VXA personalizado para generar el modelo VXA mejorado de densidad de la presente invención.
45

Descripción Detallada

De acuerdo con un aspecto de la invención, se entiende que un modelo tridimensional personalizado de una estructura con imágenes puede transformarse aún más al aplicar una o más ganancias diferentes a los elementos de volumen del
50 modelo para proporcionar un modelo 3-D de densidad mejorada de la estructura con imágenes. Se ha encontrado que tal modelo 3-D de densidad mejorada de la estructura de imagen tiene información de geometría espacial y densidad volumétrica similar en calidad a una representación TCC de la estructura con imágenes. Las ganancias que se aplican a los elementos de volumen del modelo 3-D se determinan al relacionar la información de densidad de las imágenes de proyección del modelo 3-D personalizado con la información de densidad de una o más imágenes DXA de la estructura
55 con imágenes. Por lo tanto, la presente invención proporciona una evaluación ósea mejorada mediante el uso de imágenes en 2-D, lo que reduce de esta manera la exposición del paciente, la complejidad del procedimiento y el costo del equipo.

La evaluación ósea mediante el uso de modelos de la presente invención puede realizarse en una variedad de entornos mediante el uso de una o más imágenes bidimensionales obtenidas de cualquiera de una variedad de dispositivos de
60 imágenes. A manera de ejemplo y sin limitación, la Figura 1 ilustra un entorno representativo de los entornos de evaluación ósea 10 que incluye un dispositivo de imágenes 12 para capturar una o más imágenes bidimensionales y

una estación de trabajo 14, que incluye una torre de procesamiento 16 y dispositivos/visualizadores de salida tales como el visualizador 17 y la impresora 18. El dispositivo de imágenes 12 de la Figura 1 puede ser, por ejemplo, un osteodensitómetro tal como el Discovery™ -A QDR Bone Densitometer, proporcionado por Hologic, Inc. de Bedford Ma. El dispositivo 12 incluye un brazo en C 13 con una fuente de rayos X de haz en abanico en un brazo y un conjunto de detectores de rayos X en un brazo opuesto. Durante la captura de imágenes, un paciente se posiciona en la mesa de exploración entre el tubo de rayos X y el conjunto de detectores del brazo en C 13 y un haz de rayos X en forma de abanico se dirige desde el tubo al detector a medida que el tubo y el detector se escanean axialmente a lo largo del paciente. Los rayos X se pulsan alternativamente en rangos de energías alta y baja y se capturan y procesan una o más imágenes para proporcionar imágenes de proyección de absorciometría de rayos X dual (DXA).

Se debe hacer notar que, aunque la descripción describe un procedimiento para construir un modelo VXA de densidad mejorada mediante el uso de una o más imágenes DXA, la presente invención no está limitada al uso con imágenes DXA. Se divulgan las imágenes DXA debido a que en la actualidad se prefieren para la evaluación de la osteoporosis. Sin embargo, se apreciará que los procedimientos descritos en la presente memoria pueden usarse con cualquier imagen de proyección 2D de una estructura, ya sea DXA, rayos X, etc. Además, se debe señalar que no se requiere que las imágenes 2-D se obtengan inmediatamente antes de la evaluación ósea; más bien, la presente invención puede usarse para proporcionar una evaluación ósea mejorada para imágenes previamente capturadas y almacenadas, para imágenes capturadas en película y digitalizadas, etc.

El dispositivo 12 se acopla a través de una red a la estación de trabajo 14. La estación de trabajo 14 incluye software para controlar la operación de escaneo del dispositivo 12, así como también para procesar y analizar las imágenes de proyección DXA. La Figura 2 ilustra los componentes funcionales de la torre de procesamiento 16 con más detalle. En general, el sistema de procesamiento incluye uno o más procesadores centrales, módulos funcionales y estructuras de datos 31-39. Los módulos funcionales pueden estar compuestos por hardware, software o cualquiera de sus combinaciones, mientras que las estructuras de datos pueden almacenarse en una memoria local o remota. Todos los módulos de software son operables, cuando se ejecutan por los procesadores, para realizar funciones específicas predefinidas. Para fines de claridad, la Figura 2 ilustra los programas de software como módulos funcionales discretos que residen en bloques de memoria en la torre 16, aunque los expertos en la técnica aprecian fácilmente que los programas de software pueden combinarse a lo largo de diferentes límites funcionales y pueden residir en cualquier almacenamiento accesible para los procesadores, ya sea en la propia torre o en una localización remota. En consecuencia, la presente invención no está limitada a las realizaciones delineadas como se muestra en la Figura 2.

Los componentes representativos de un sistema de procesamiento de la Figura 2 que pueden usarse en la presente invención incluyen un generador de modelo VXA 31 que incluye un atlas 30, imágenes de proyección DXA 33 y un módulo de ajuste 34. Como se describirá con más detalle con respecto a las Figuras 3 y 4, el módulo de ajuste 34 realiza un proceso iterativo de manera que un modelo del generador de modelos VXA 31 se deforma y se compara con las imágenes de proyección DXA hasta que se encuentre un "ajuste óptimo de coincidencia" entre el modelo y la imagen. El modelo VXA "personalizado" resultante se reenvía luego al generador de mapas de densidad 35. Como se describirá con más detalle con respecto a la Figura 4, el generador de mapas de densidad utiliza información del modelo 3D VXA personalizado junto con información de las imágenes de proyección DXA para generar un mapa de densidad 36. El mapa de densidad 36 se reenvía junto con el modelo 3D VXA personalizado a un módulo de aplicación de densidad 37 que aplica las ganancias del mapa de densidad al modelo 3D VXA personalizado para proporcionar un modelo 3D VXA de densidad mejorada. El modelo 3D VXA de densidad mejorada puede reenviarse luego al módulo de evaluación ósea 38, y los resultados de la evaluación ósea pueden enviarse a través de una interfaz del usuario a uno o más visualizadores 28 u otros dispositivos de salida.

La Figura 3 es un diagrama de flujo proporcionado para describir, con más detalle, las etapas ejemplares que pueden realizarse en la generación de un modelo VXA de densidad mejorada de la presente invención. Como se mencionó anteriormente, los datos de proyección DXA por sí solos no proporcionan información 3-D importante sobre la densidad volumétrica y la geometría espacial de las estructuras óseas con imágenes. Por lo tanto, se han realizado esfuerzos para generar un modelo tridimensional volumétrico de absorciometría de rayos X dual (VXA) mediante el uso del número limitado de imágenes de proyección DXA. Una técnica implica generar un modelo VXA mediante el uso de un atlas de densidad deformable. El atlas es un conjunto de datos estadísticos que se construye a partir de un gran conjunto de escaneos de tomografía computarizada (TC) que encarna matemáticamente una forma a priori de una estructura. El atlas estadístico incluye uno o más modelos de datos de TC segmentados, en el que cada modelo puede tener uno o más modos diferentes de deformación que definen las diferencias anatómicas de la estructura. Por ejemplo, mediante el uso de una gran cantidad de fémures (es decir, cincuenta o más), se forma un modelo específico de malla tetraédrica del fémur mediante el ajuste matemáticamente de los datos del fémur a un modelo de malla tetraédrica al deformar la malla para el fémur promedio para que se ajuste a cada característica del fémur. Los modos de variación ortogonales normales para el modelo pueden identificarse mediante el uso del análisis de componentes principales (ACP) o técnicas robustas de ACP conocidas por los expertos en la técnica. Por lo tanto, el atlas comprende un conjunto

de modelos deformables de estructuras óseas, cada modelo que tiene modos de deformación definidos que son típicamente ortogonales de manera que la modificación de un modo no afecta a los otros modos de deformación.

Como se conoce en la técnica del modelado 3-D, un modelo 3-D generalmente se representa por un conjunto de elementos de volumen, cada elemento de volumen que define una estructura tridimensional que tiene uno o más atributos que definen las características del elemento de volumen, que incluyen los atributos espaciales y los atributos de composición. Por ejemplo, los atributos espaciales pueden incluir información sobre la localización del elemento de volumen dentro de la estructura 3-D, mientras que los atributos de composición pueden proporcionar información tal como la intensidad de píxeles en el elemento de volumen, donde la intensidad se relaciona con la densidad de la estructura. La forma de la estructura tridimensional de los elementos de un volumen es una cuestión de elección de diseño, e incluye, pero no está limitada a, "vóxeles" rectilíneos o "tetras" tetraédricos. Se hace notar que las diversas formas de representación de volumen cada una tiene sus propias ventajas. Por ejemplo, Tetrahedral Mesh Modeling of Density Data for Anatomical Atlases and Intensity-Based Registration, por Yao y Taylor, en MICCAI 2000, 2000. Pittsburgh PA, EE. UU., Springer and Construction and Simplification of Bone Density Models, por Yao y Taylor, Actas de SPIE Vol. 4322 (2001) pp. 814-823 (ambas incorporadas en la presente memoria como referencia) divulgan la construcción de un modelo jerárquico de malla tetraédrica para usar en un atlas de densidad ósea por al menos la razón de que las mallas tetraédricas pueden almacenarse de manera más eficiente que las representaciones voxelizadas. Por lo tanto, el modelo 3-D puede representarse en términos de vóxel o como malla tetraédrica. La conversión entre modelos tetraédricos y modelos voxelizados puede realizarse fácilmente por los expertos en la técnica.

La etapa inicial 210 del proceso de la Figura 3 implica generar un "modelo VXA personalizado" al deformar un modelo 3-D genérico mediante el uso de la información de una cantidad limitada (por ejemplo, 4 o menor) de imágenes de proyección DXA. La Figura 4 ilustra el proceso de la etapa 210 (también descrito en la referencia de Yao) con más detalle. En la etapa 210(a), se sintetizan una o más radiografías digitalmente reconstruidas (DRR) y se comparan con las imágenes de proyección DXA asociadas. Sintetizar imágenes DRR implica la transformación entre un sistema de coordenadas asociado con el modelo 3D y el sistema de coordenadas 2D de las imágenes de proyección DXA. Por ejemplo, el sistema de coordenadas de las imágenes 2D DXA puede definirse en términos de parámetros de geometría de proyección, que incluyen el centro de imagen, tamaño de píxel, longitud focal de la cámara, ángulo de proyección, etc. Puede usarse una variedad de técnicas conocidas por los expertos en la técnica para generar imágenes 2D del modelo 3D que se registran para coordinar el sistema de las imágenes 2D DXA y la presente invención no está limitada a ningún procedimiento particular de proyección. La DRR resultante es una imagen 2D adaptada en imagen y tamaño de píxel con la imagen de proyección DXA. La Figura 4 ilustra 3 imágenes de proyección (211a, 211b y 211c) y 3 DRR corregistradas (212a, 212b y 212c).

En la etapa 201(b) se realiza una comparación entre cada una de las DRR proyectadas y las imágenes de proyección DXA correspondientes para determinar si el modelo 3D "coincide" con la estructura de imagen asociada con las imágenes de proyección DXA. Puede utilizarse una variedad de procedimientos para determinar cuándo hay un "ajuste óptimo de coincidencia" entre la estructura con imágenes y el modelo 3D VXA. Por ejemplo, puede realizarse una comparación píxel por píxel de las imágenes para identificar las diferencias en el valor de intensidad de píxel, y puede determinarse que un modelo es un ajuste óptimo de coincidencia si las diferencias en el valor de intensidad de píxel para la(s) imagen/imágenes están por debajo de un umbral previamente identificado. Otros procedimientos, tales como el recocido simulado y los procedimientos de minimización de amebas conocidos por los expertos en la técnica también están dentro del ámbito de la presente invención. En caso de que el modelo 3D VXA que generó las imágenes DRR no tenga un "ajuste óptimo de coincidencia" con la estructura con imágenes, cualquiera de las etapas 210(c), 210(d) o 210(e) puede ejecutarse para transformar (mediante la variación del rotación, traslación o escala) el modelo. Alternativamente, o junto con cualquiera de las etapas 210(c), 210(d) o 210(e), uno o más modos del modelo pueden modificarse en la etapa 210(f). El proceso de transformar y deformar el modelo, y generar DRR y comparar las DRR con las imágenes de proyección DXA continúa hasta que las diferencias entre las imágenes DRR y las imágenes DXA estén dentro del umbral de "ajuste óptimo de coincidencia". Una vez que se ha determinado el ajuste óptimo de coincidencia, el modelo VXA transformado y/o deformado se almacena como un modelo 225 "VXA personalizado". Se debe notar que el proceso anterior es simplemente un procedimiento ejemplar para personalizar un modelo 3D de una estructura con imágenes. Se aprecia que otros procedimientos de personalización de un modelo 3D, por ejemplo, que no dependen de un atlas, sino que usan otros medios, son conocidos e implementados por los expertos en la técnica de representación de volúmenes. Por lo tanto, aunque se ha mostrado y descrito un procedimiento ejemplar para generar un modelo 3D personalizado, la presente invención no está limitada al proceso descrito.

Volviendo a la Figura 3, como se describió anteriormente, se ha encontrado que el modelo VXA personalizado generado mediante el uso del proceso de la etapa 210 carece de precisión en su representación de la estructura interna (es decir, la densidad) de la estructura con imágenes. De acuerdo con un aspecto de la invención, se entiende que puede obtenerse una representación de densidad mejorada al aplicar las ganancias a través del modelo 3D, donde las ganancias se representan en un mapa de densidad que asocia los valores de intensidad de píxeles de las imágenes de

proyección DXA con los valores de intensidad de píxeles de las DRR del modelo VXA personalizado de acuerdo con la siguiente Ecuación I.

Ecuación I:

5

$$G_{(M, N)} = DXA_PI_{(M, N)} / DRR_{(M, N)}$$

En la que la imagen de proyección DXA, la imagen sintetizada DRR y el Mapa de densidad comprenden una matriz MxN de elementos, y en la que DXA_PI(M, N) es el valor de intensidad de píxel de la imagen de proyección DXA en la localización (M, N) de la imagen DXA, y DRR(M, N) es el valor de intensidad de píxel de la DRR en la localización (M, N) de la DRR.

En la etapa 220, se sintetiza al menos una DRR 226 a partir del modelo VXA personalizado 225 y en la etapa 230 se compara al menos una imagen de proyección DXA con la DRR 226 sintetizada para generar el mapa de densidad 235. La Figura 5 es una representación gráfica de las etapas 220 y 230. Aunque la Figura 5 ilustra que se utilizan múltiples imágenes DRR e imágenes DXA para la generación de mapas de densidad, se apreciará que, aunque es posible, no es necesario emplear más de un solo par de imágenes DXA/DRR para la generación de mapas de densidad y, por lo tanto, solo un par de imágenes DXA/DRR se muestra con líneas continuas (en lugar de discontinuas) como entrada al generador 35. Sin embargo, realizaciones alternativas en las que inicialmente se generan y combinan los mapas de densidad múltiple, por ejemplo, al promediar las ganancias resultantes, o al seleccionar una ganancia máxima o mínima, o alguna de sus combinaciones, también están dentro del ámbito de la presente invención.

Una vez que se genera el mapa de densidad, en la etapa 240 se retroproyecta en el modelo VXA personalizado para generar un modelo VXA personalizado de densidad mejorada 228. La retroproyección implica identificar todos los vóxeles en la estructura 3-D que contribuyen a un valor de intensidad de un píxel proyectado 2-D en particular, y aplicar la densidad calculada para ese píxel a cada uno de los vóxeles. Por ejemplo, con referencia ahora a la Figura 6, el mapa de densidad 235 se generó a partir de una imagen DRR y DXA que tiene un ángulo de proyección particular con relación a la fuente de imagen 610 indicada por la línea 612; que los rayos X de la fuente con imágenes que siguen la trayectoria de la línea 612 impactarán el valor del píxel X en el mapa de densidad 235. En el modelo de malla tetraédrica 3-D, el rayo X atraviesa múltiples tetra (o vóxeles) en su trayectoria a través del modelo. Durante la retroproyección, el valor de densidad calculado del píxel x se aplica a todos los elementos de volumen a lo largo de la trayectoria (indicado por la línea 600). Independientemente de cómo se representa la densidad del modelo 3-D (es decir, como un valor discreto o como una función de densidad), la densidad se multiplica por la representación de densidad.

Debido a que la densidad se calcula mediante el uso de la información de proyección DXA específica del paciente, el modelo 3D VXA de densidad mejorada resultante incluye información de densidad específica del paciente. Como resultado, el modelo puede usarse para obtener información de evaluación ósea que sea comparable a esa TCC, pero que usa una cantidad limitada de vistas de rayos X y, por lo tanto, reduce la exposición del paciente y el costo del procedimiento.

En consecuencia, se ha mostrado y descrito un procedimiento y sistema para generar un modelo 3D de densidad mejorada para su uso en la evaluación ósea. Habiendo descrito las realizaciones ejemplares, puede apreciarse que los ejemplos descritos anteriormente son solo ilustrativos y que otros ejemplos también que incluyen dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas.

45

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento (200) de generación de un modelo de densidad mejorada (228) de un objeto que comprende las etapas de:
 - 5 generar un modelo personalizado (210) de un objeto mediante el uso de un modelo genérico del objeto, comprendiendo el modelo personalizado una pluralidad de elementos de volumen, cada elemento de volumen que incluye información de densidad;
 - generar un mapa de densidad (235) mediante el uso de una imagen de proyección sintetizada (226) del modelo personalizado y una imagen de proyección (224) del objeto;
 - 10 retroproyectar las ganancias (240) del mapa de densidad en el modelo personalizado para modificar la información de densidad de cada uno de los elementos de volumen para proporcionar un modelo personalizado de densidad mejorada (228) del objeto y transformar de esta manera el modelo genérico del objeto en un modelo específico de objeto; y
 - realizar al menos uno de almacenar el modelo personalizado de densidad mejorada del objeto y visualizar el modelo personalizado de densidad mejorada del objeto en un visualizador del usuario (17).

 2. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el objeto es un hueso, la información de densidad se asocia con una densidad del hueso, y en el que el procedimiento incluye la etapa de determinar una densidad de masa ósea (DMO) del objeto mediante el uso del modelo personalizado de densidad mejorada del objeto.

 - 20 3. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en el que la etapa de generar un modelo personalizado del objeto comprende las etapas de:
 - seleccionar un modelo estándar de una estructura del mismo tipo que el objeto, a partir de un conjunto de modelos tridimensionales predefinidos de estructuras, cada modelo estándar de cada estructura se caracteriza por una
 - 25 pluralidad de modos de deformación;
 - generar una imagen sintetizada (226) de la estructura mediante el uso del modelo estándar, teniendo la imagen sintetizada un ángulo de proyección asociado;
 - comparar una imagen de proyección del objeto (224), tomada en el ángulo de proyección asociado, con la imagen sintetizada para obtener una medición de las diferencias entre la imagen sintetizada y la imagen de proyección; y
 - 30 modificar el modelo estándar de la estructura para generar un modelo personalizado (210) del objeto al variar selectivamente al menos un modo de deformación del modelo estándar y repetir las etapas de generar, comparar y modificar hasta que la medición de las diferencias esté dentro del umbral deseado.

 4. El procedimiento de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que el mapa de densidad comprende una
 - 35 matriz MxN de entradas de valor de densidad, y en el que la etapa de generar un mapa de densidad bidimensional incluye las etapas de:
 - generar una imagen de proyección sintetizada (220) del modelo personalizado según un ángulo de proyección asociado con la imagen de proyección del objeto, la imagen de proyección y la imagen de proyección sintetizada, cada una de las cuales que comprende una matriz de píxeles MxN; y
 - 40 para cada entrada en el mapa de densidad, almacenar un valor asociado con una relación entre un píxel de imagen de proyección y un píxel de imagen de proyección sintetizada en localizaciones similares en la imagen de proyección sintetizada y la imagen de proyección respectivas.

 5. El procedimiento de la reivindicación 4 en el que la relación matemática es:
 - 45
$$G_{(M,N)} = DXA_PI_{(M,N)} / DRR_{(M,N)}$$

en la que DXA_PI(M, N) es un primer valor de intensidad de píxel de la imagen de proyección en la localización (M, N), y DRR (M, N) es un segundo valor de intensidad de píxel de la imagen de proyección sintetizada en la

 - 50 localización (M, N).
-
6. Un sistema de evaluación de las características de un objeto que comprende:
 - un procesador (32);
 - un medio de almacenamiento (24) para almacenar una imagen de proyección (224) de un objeto;
 - 55 un código de programa almacenado en el medio de almacenamiento y que es operable cuando el procesador lo ejecuta para:
 - generar un modelo personalizado (210) del objeto mediante el uso de un modelo genérico del objeto y la imagen de proyección del objeto, el modelo personalizado que comprende una pluralidad de elementos de volumen, cada elemento de volumen que incluye información de densidad;
 - 60 generar un mapa de densidad (235) mediante el uso de una imagen de proyección sintetizada (226) del modelo personalizado y una imagen de proyección (224) del objeto; y

retroproyectar las ganancias (240) del mapa de densidad al modelo personalizado para modificar la información de densidad de cada uno de los elementos de volumen para proporcionar un modelo personalizado de densidad mejorada (228) del objeto y, transformar de esta manera el modelo genérico del objeto en un modelo específico del objeto; y

5 en el que el modelo personalizado de densidad mejorada del objeto es almacenado en el medio de almacenamiento.

7. El sistema de la reivindicación 6, en el que el mapa de densidad comprende una matriz MxN de valores de densidad y en el que el código del programa que es operable para generar un mapa de densidad comprende el código del programa operable para:

10 generar una imagen de proyección sintetizada (226) del modelo personalizado en un ángulo de proyección asociado con la imagen de proyección del objeto, la imagen de proyección y la imagen de proyección sintetizada que comprenden cada una matriz de píxeles MxN; y

15 para cada entrada (M, N) en el mapa de densidad, almacenar un valor asociado con una relación entre un primer píxel de imagen en una localización (M, N) de la imagen de proyección y un segundo píxel de imagen en una localización (M, N) del píxel de imagen de proyección sintetizada.

8. El sistema de la reivindicación 7 en el que la relación se define mediante la siguiente ecuación:

$$G_{(M,N)} = DXA_{PI(M,N)} / DRR_{(M,N)}$$

20 en la que DXA_PI(M, N) es un valor de intensidad de píxel de la imagen de proyección en la localización (M, N) y DRR(M, N) es el valor de intensidad de píxel de la imagen de proyección sintetizada en la localización (M, N).

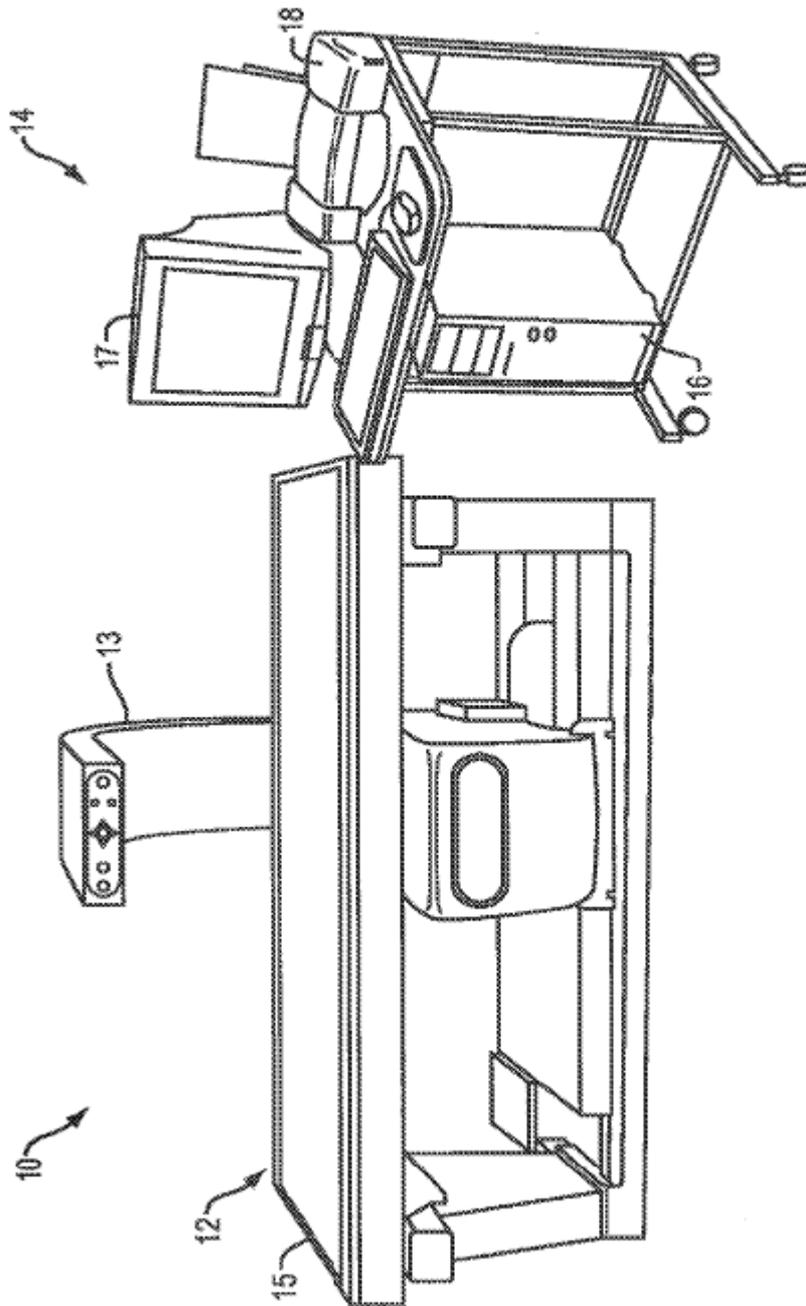


FIGURA 1

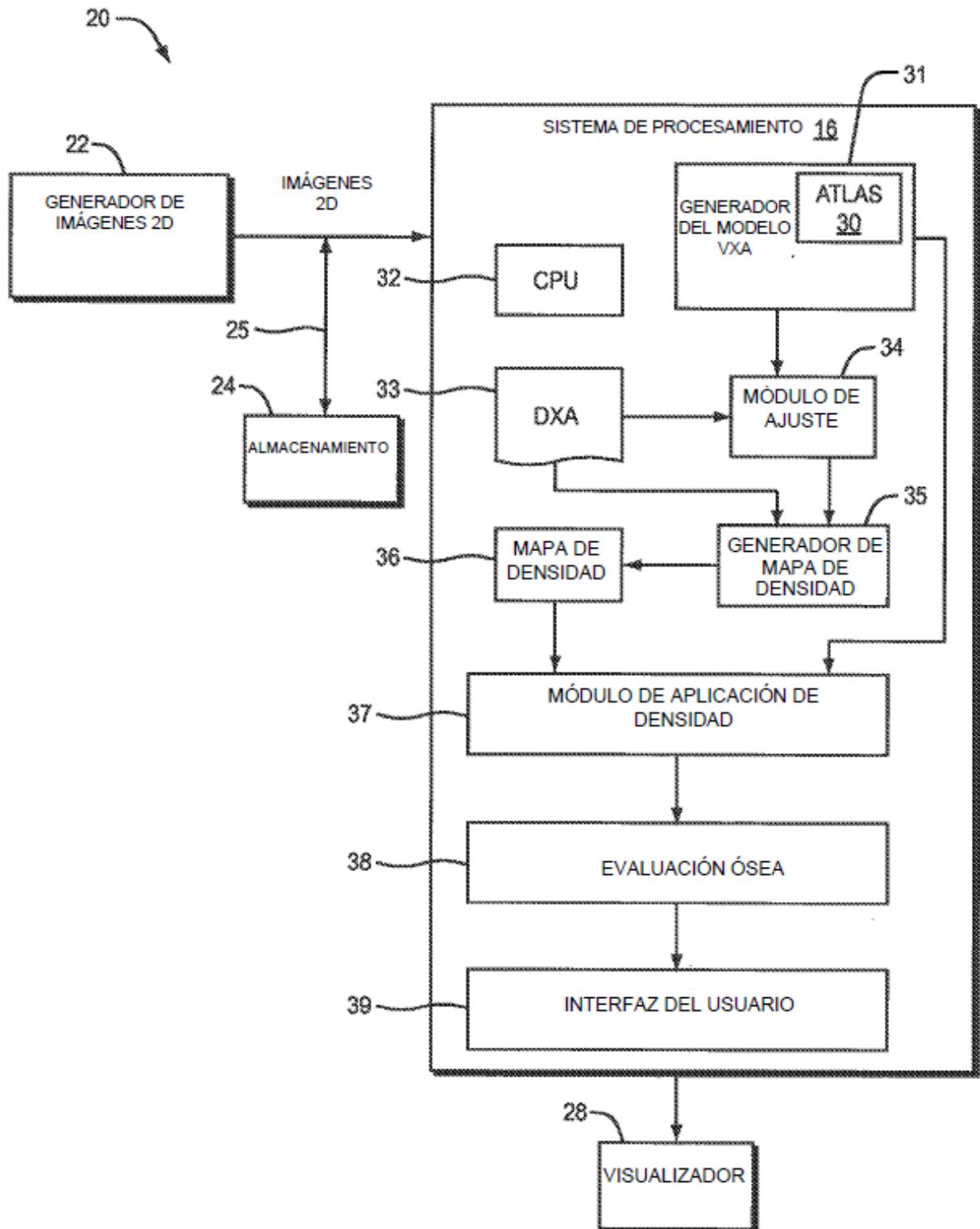


FIGURA 2

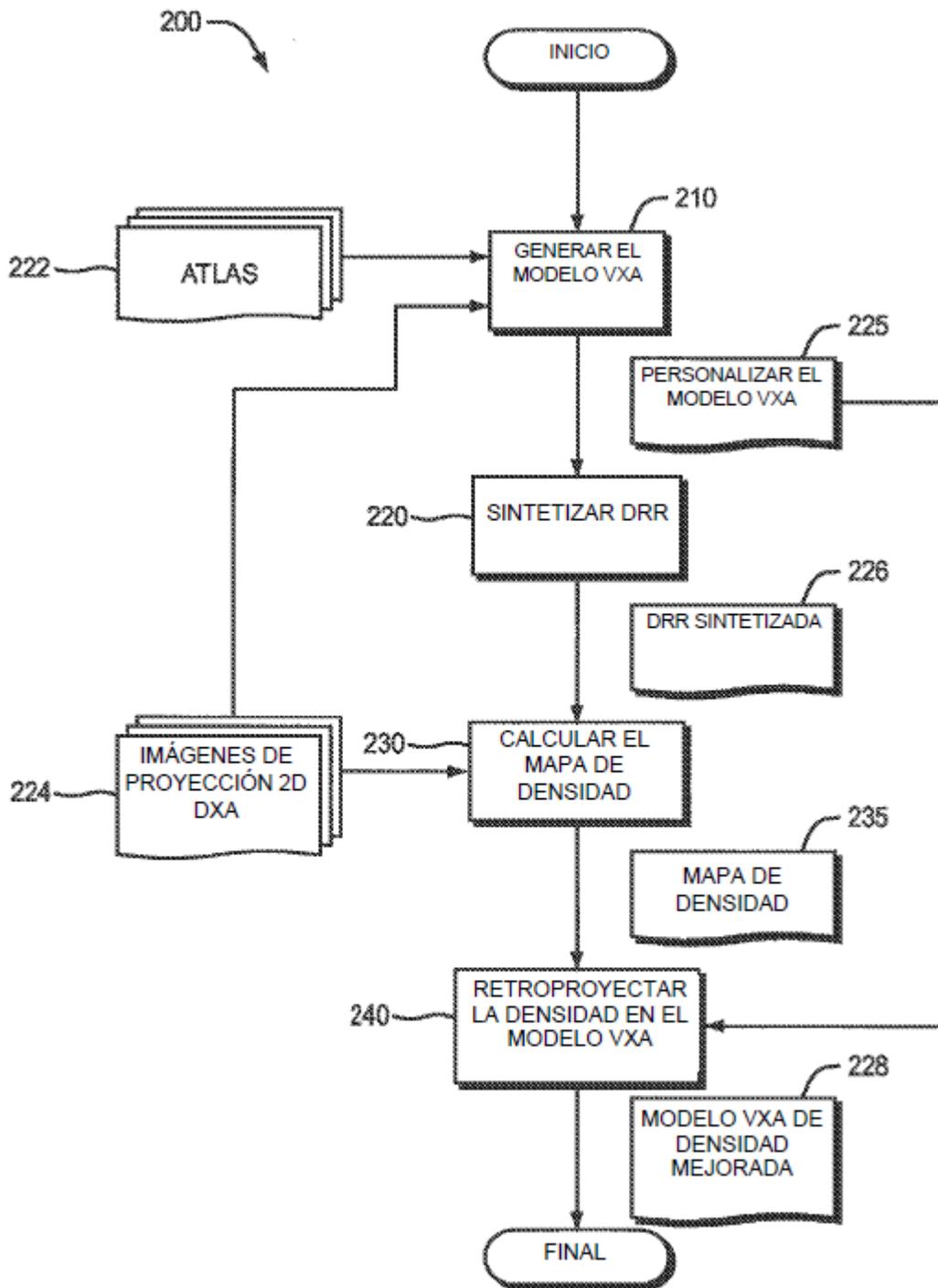


FIGURA 3

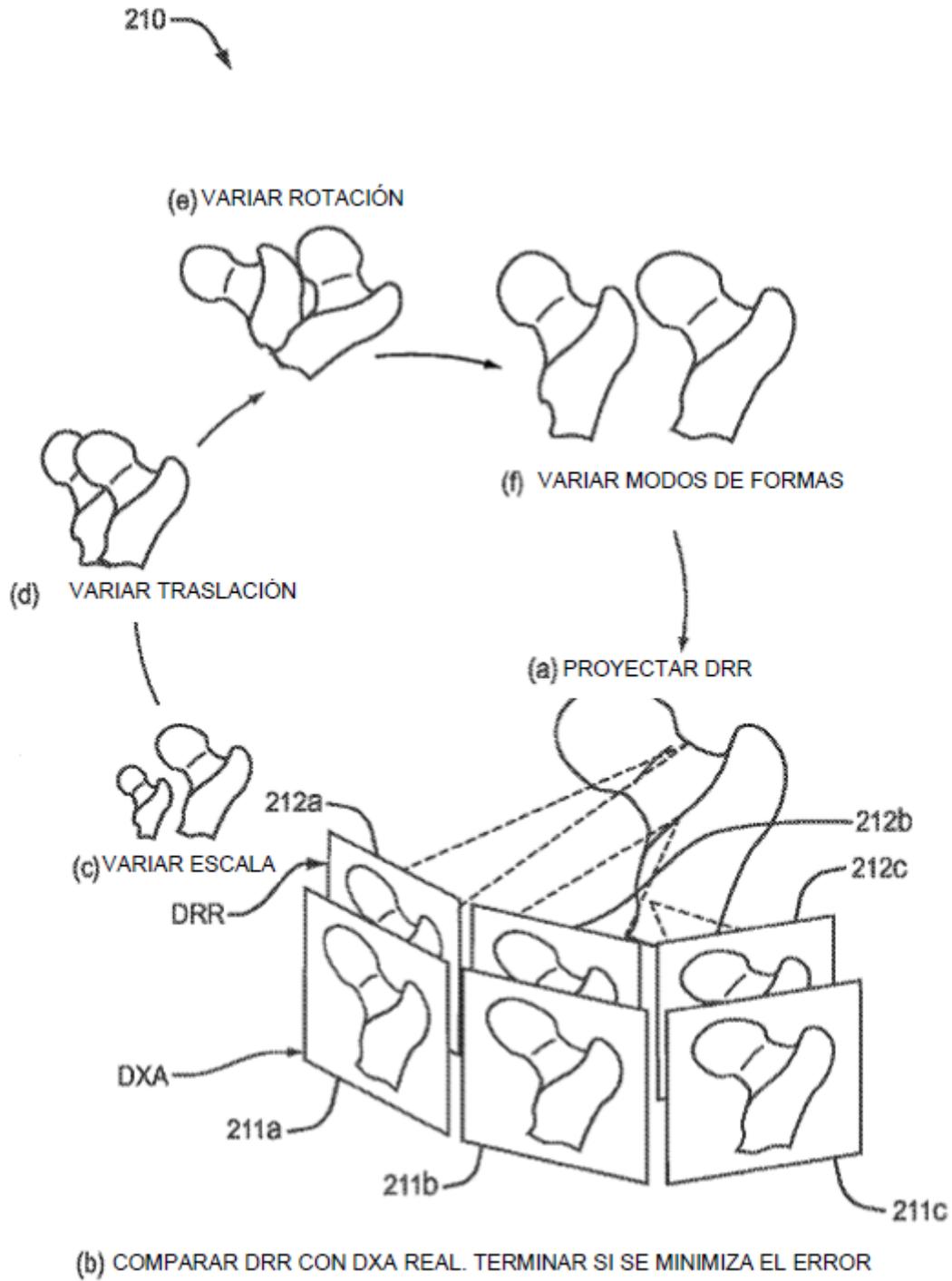


FIGURA 4

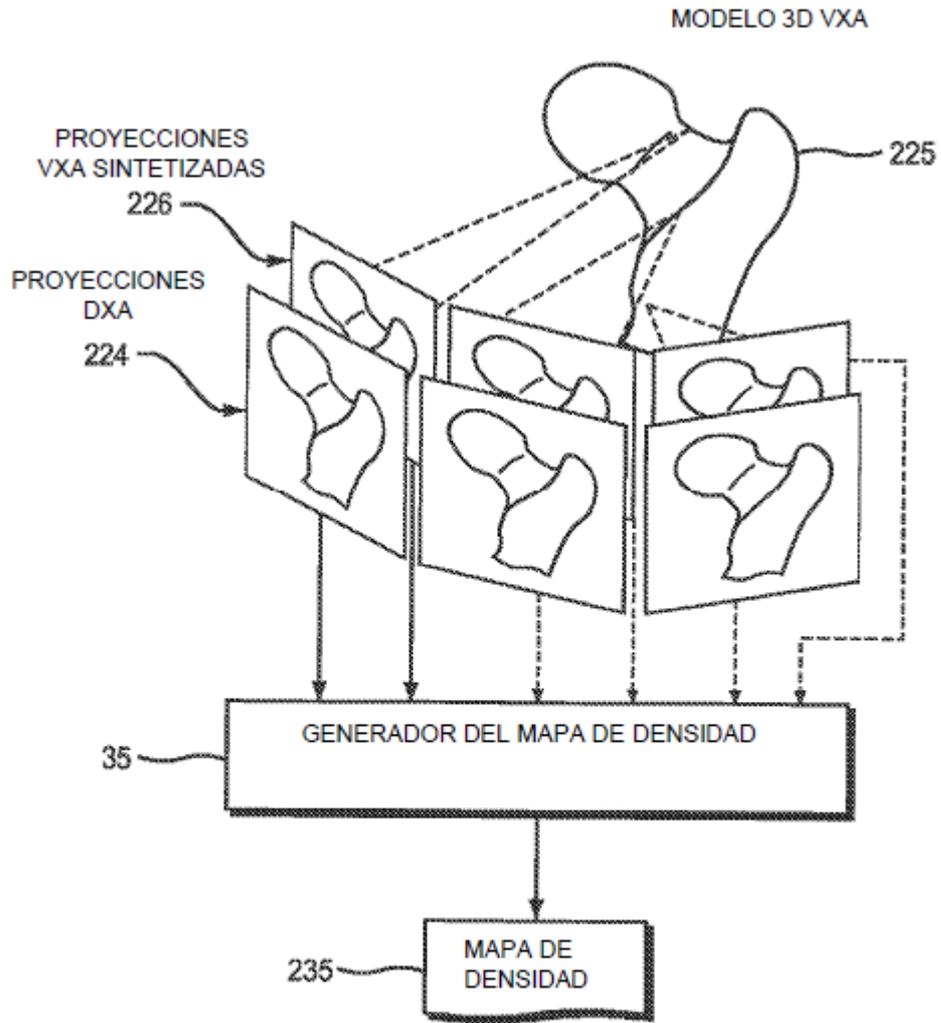


FIGURA 5

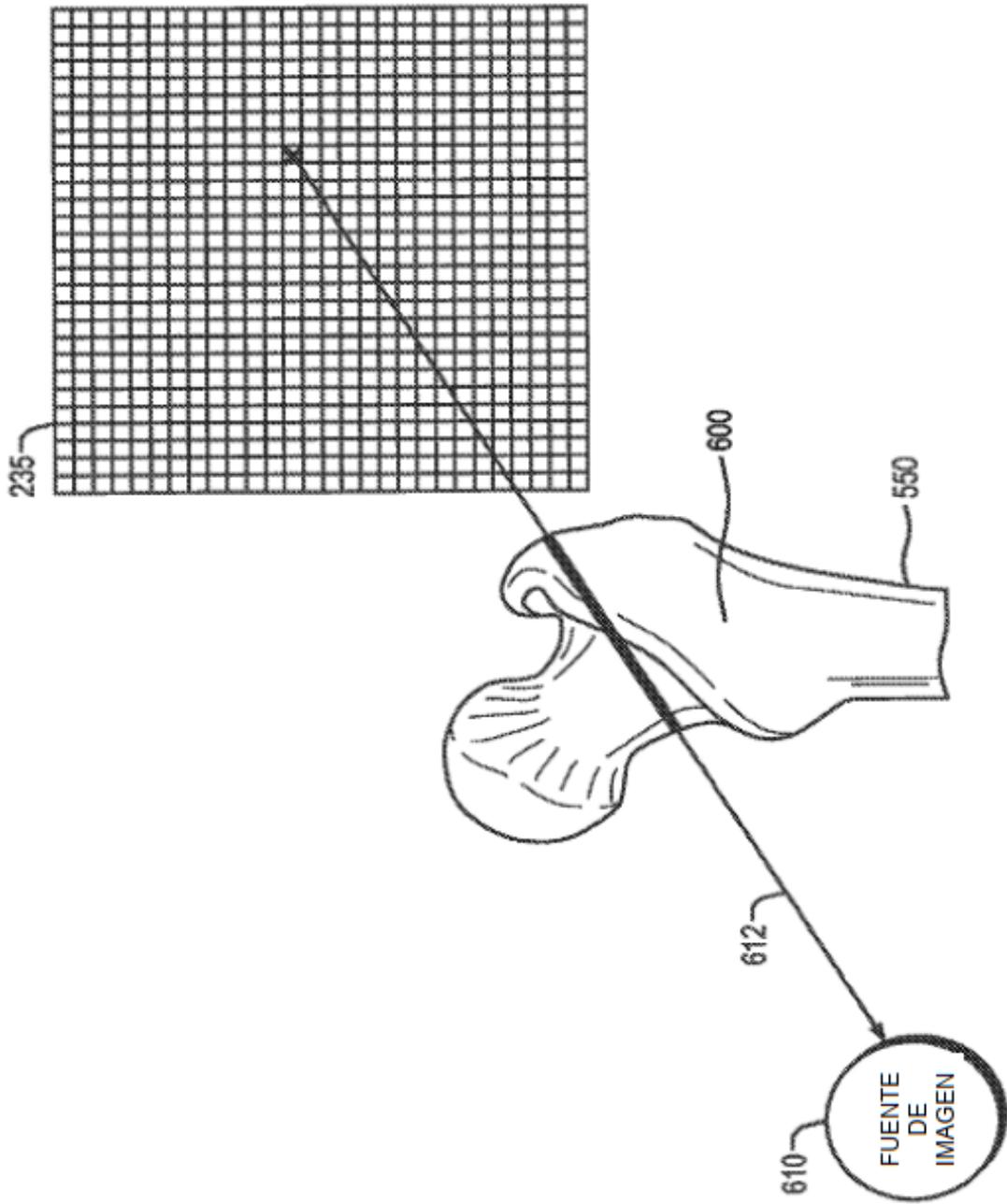


FIGURA 6