(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 795 430**

(51) Int. Cl.:
A61B 6/00 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(86) Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **25.02.2016 PCT/US2016/019562**

(87) Fecha y número de publicación internacional: **01.09.2016 WO16138262**

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **25.02.2016 E 16714603 (4)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **15.04.2020 EP 3261541**

(54) Título: **Métodos para la determinación del estado fisiológico en exploraciones corporales**

(30) Prioridad:

26.02.2015 US 201562121197 P

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
23.11.2020

(73) Titular/es:

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

(72) Inventor/es:

WILSON, KEVIN y
KELLY, THOMAS

(74) Agente/Representante:

MARTÍN DE LA CUESTA, Alicia María

ES 2 795 430 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

Métodos para la determinación del estado fisiológico en exploraciones corporales

Antecedentes

Los equipos radiográficos de exploración difieren de la radiografía convencional en que emplean un haz de radiación estrechamente colimado, normalmente rayos X, conformados para dar, por ejemplo, un haz filiforme, un haz en abanico estrecho o un haz en abanico amplio, en vez de un haz cónico de área amplia. El tamaño compacto del haz permite la sustitución de una lámina de película radiográfica de formación de imágenes, usada con equipos radiográficos convencionales, por una matriz de área pequeña de elementos detectores electrónicos. Además, la exploración permite la recogida de datos a través de un área mucho más amplia de lo que sería práctico con un único haz cónico de rayos X. Los elementos detectores electrónicos que reciben la radiación transmitida producen señales eléctricas que pueden distinguirse por la altura de impulso en diversos compartimentos de altura de impulso y contarse o recogerse por carga y convertirse a valores digitales mediante un convertidor analógico-digital para el revelado posterior de una imagen o para otro procesamiento mediante equipos informáticos.

Sumario

La capacidad de cuantificar la medición de la radiación transmitida, implícita en la digitalización, permite no sólo la formación de una imagen de “atenuación” radiográfica, sino también el análisis matemático de la composición del material de atenuación mediante técnicas de doble energía. Tales técnicas de doble energía comparan cuantitativamente la atenuación de radiación en dos energías para distinguir, por ejemplo, entre hueso y tejido blando o tejido adiposo y tejido magro. La información derivada de las exploraciones del cuerpo o partes del mismo puede utilizarse para determinar diversos trastornos fisiológicos, tales como edema, y para usar esos trastornos fisiológicos para corregir mediciones o determinaciones de tejido magro, tal como músculo. Esta determinación puede usarse para diagnosticar con precisión estados patológicos del cuerpo.

El documento “Dual-energy X-ray absorptiometry: fat estimation errors due to variation in soft tissue hydration” de Pietrobelli *et al*. da a conocer el problema de desviaciones en mediciones de tejido magro por los diferentes niveles de hidratación de un paciente y propone extraer una muestra de fluido para generar un valor corregido.

La invención se define en las reivindicaciones independientes 1 y 7. Las realizaciones particulares de la misma se definen en las reivindicaciones dependientes.

Breve descripción de los dibujos

El mismo número representa el mismo elemento o mismo tipo de elemento en todos los dibujos.

La figura 1 representa una vista en perspectiva de un densitómetro de exploración transversal según una realización de la tecnología.

La figura 2 representa una vista en planta desde arriba de la mesa del densitómetro de exploración transversal de la figura 1.

La figura 3 representa un método de generación de imágenes durante un procedimiento de exploración transversal según una realización de la tecnología.

La figura 4 representa una imagen procedente de una exploración de un hombre joven relativamente en forma, pero con sobrepeso que representa componentes de tejido en la misma.

La figura 5 representa un modelo molecular de composición corporal de cinco componentes en comparación con un modelo molecular de tres componentes.

La figura 6A representa un método de corrección de un trastorno fisiológico tal como edema.

La figura 6B representa un modelo geométrico para modelizar un objetivo de grasa principal.

La figura 6C representa una representación gráfica del porcentaje de grasa mediante píxeles.

La figura 7 representa un método de identificación de un trastorno fisiológico tal como edema.

La figura 8 ilustra un ejemplo de un entorno de funcionamiento adecuado en el que puede implementarse uno o más de los presentes ejemplos.

La figura 9 es una realización de una red en la que pueden funcionar los diversos sistemas y métodos dados a

conocer en el presente documento.

Descripción detallada

Los ejemplos no limitativos de diversos sistemas y métodos utilizados para la obtención de imágenes de cuerpos o partes del mismo y utilizar la información recogida a partir de dichos sistemas y métodos para el análisis, incluyen:

• solicitud de patente estadounidense con n.º de serie 14/553.533, presentada el 25 de noviembre de 2014, titulada "Bone Densitometer"

• patentes estadounidenses n.os 6.081.582; 7.725.153; 8.792.689; y 9.179.873

• solicitudes de patente publicadas estadounidenses con n.os 2011/0235886 y 2010/0234719

• WEAR, James *et al*., "CZT detector for dual energy x-ray absorptiometry (DEXA)", Proceedings of SPIE vol. 4142, Penetrating Radiation Systems and Applications II, (18 de diciembre de 2000), páginas 175-188

• LEHMANN, L. A. *et al*., "Generalized image combinations in dual KVP digital radiology", Medical Physics, vol. 8, n.º 5, sept./oct. 1981, páginas 659-667

• SORENSON, James A. *et al*., "Simulation studies of dual-energy x-ray absorptiometry", Medical Physics, vol. 16. n.º 1, ene./feb. 1989, páginas 75-80.

Los trastornos patológicos y fisiológicos descritos en la presente solicitud se describen adicionalmente a continuación:

• LUSTGARTEN, M. S. *et al*., "Assessment of analytical methods used to measure changes in body composition in the elderly and recommendations for their use in Phase II clinical trials", J. Nutr. Health Aging, mayo de 2011, 15(5): 368-375

• SAYER, Avan Aihie *et al*., "New horizons in the pathogenesis, diagnosis and management of sarcopenia", Age and Ageing 11 de enero de 2013, 42: páginas 145-150

La presente tecnología proporciona un sistema y métodos adecuados para la exploración transversal de al menos una parte de un paciente para determinar las cantidades de diversos tejidos (adiposo, magro) y hueso en el paciente. Con esta información, pueden realizarse determinaciones precisas de trastornos fisiológicos del paciente. Las tecnologías descritas en el presente documento pueden aprovecharse de otros tipos de procedimientos de obtención de imágenes. De hecho, cualesquier procedimientos de obtención de imágenes que fusione múltiples imágenes en una única imagen puede beneficiarse de las tecnologías descritas. Aunque los sistemas de obtención de imágenes descritos a continuación se refieren en general a la obtención de imágenes y la determinación de la composición corporal de tejido blando, por ejemplo tejido adiposo y magro, pueden detectarse otros tipos de tejidos y puede aprovecharse esta información tal como se describe en el presente documento.

La figura 1 representa una vista en perspectiva de un densitómetro 100 de exploración transversal según una realización de la tecnología. El densitómetro 100 también puede denominarse en el presente documento una máquina de absorciometría de rayos X de doble energía (DXA). El densitómetro 110 incluye un brazo 112 de soporte que tiene brazos 114 y 116 horizontales verticalmente opuestos separados por una barra 118 vertical. Una mesa 120 de soporte de paciente plana horizontal está dispuesta entre los brazos 114, 116 horizontales y se extiende a lo largo de un eje 122 longitudinal. Un sistema 124 de transmisión por correa de un tipo bien conocido en la técnica, permite el movimiento del bazo 112 de soporte longitudinalmente a lo largo del eje 122 longitudinal a lo largo de la longitud de la mesa 120. En otras realizaciones, pueden utilizarse otros tipo de sistemas de transmisión, incluyendo barras dentadas y engranajes. El eje 122 longitudinal de la mesa 120 es en general sustancialmente paralelo a un eje longitudinal de un paciente tendido sobre la mesa 120.

Una fuente 126 de rayos X está dentro del brazo 116 inferior. La fuente de rayos X emite un haz 128 en abanico colimado de rayos X dirigido hacia arriba a través de la mesa 120. El haz 128 se detecta o se recibe de otro modo mediante un detector 130 lineal. El haz 128 en abanico se orienta de modo que su extensión 128a más estrecha es a lo largo de un eje 132 transversal y su extensión más ancha es a lo largo del eje 122 longitudinal. La mesa 120 es en general radiotransparente para proporcionar una superficie de soporte sin afectar significativamente a la atenuación del haz 128 en abanico.

La fuente 126 de rayos X y el detector 130 lineal pueden moverse transversalmente a lo largo del eje 132 transversal. La fuente 126 de rayos X y el detector 130 lineal están configurados para moverse a lo largo de los brazos 114 y 116. Este movimiento permite exploraciones transversales del paciente sobre la mesa 120. El movimiento de la fuente 126 de rayos X y el detector 130 se sincroniza mediante mecanismos 121 de accionamiento de transmisión por correa, tal como los expertos habituales en la técnica entenderán bien. Como con el sistema 124

de transmisión por correa descrito anteriormente, pueden utilizarse otros tipos de mecanismos de transmisión en lugar de los mecanismos 124 de accionamiento de transmisión por correa.

La figura 2 representa una vista en planta desde arriba de la mesa 120 del densitómetro de exploración transversal de la figura 1. Determinados componentes descritos anteriormente no se representan en la figura 2 por motivos de claridad. Puede hacerse que el haz 128 en abanico explore sobre la superficie de la mesa 120 y por tanto puede explorar todo el cuerpo del paciente 134 para generar una serie de imágenes de exploración que se extienden transversalmente que pueden fusionarse en una única imagen compuesta o conjunto de datos. Alternativamente, una pluralidad de imágenes de exploración pueden fusionarse en una única imagen compuesta para una parte o estructura corporal particular. Por ejemplo, una primera imagen de exploración puede englobar, en secuencia, las zonas A1, A2, A3 y A4. La fuente de rayos X y el detector lineal, descritos anteriormente, pueden moverse transversalmente según se requiera, emitiendo y recibiendo energía de rayos X a lo largo de las diversas zonas secuenciales. Al final de esta exploración, puede realizarse el movimiento del brazo de soporte, descrito anteriormente, en la dirección longitudinal. Por ejemplo, el brazo de soporte puede moverse hacia los pies del paciente, para alinearse con una segunda zona del paciente, de modo que el detector puede realizar una segunda imagen de exploración. La segunda imagen de exploración puede ser en el orden de las zonas B4, B3, B2 y B1. Alternativamente, el brazo puede volver al lado de la mesa 120 en la que comenzó la primera exploración de imagen y zonas de exploración B1, B2, B3 y B4. Debido a que la anchura transversal del paciente 134 es sustancialmente menor que la altura de la parte superior a la parte inferior del paciente, cada imagen de exploración, por ejemplo, todas las zonas 1-4 en cada una de la trayectoria A o la trayectoria B, se adquiere en un momento muy próximo a sus imágenes de exploración adyacentes y por tanto el riesgo de movimiento del paciente y la cantidad de movimiento del paciente pueden reducirse sustancialmente. Esta es una de varias ventajas marcadas con respecto a los sistemas de obtención de imágenes que realizan exploraciones a lo largo del eje longitudinal del paciente.

En otras realizaciones, pueden realizarse exploraciones transversales de partes corporales particulares. En un ejemplo, una exploración transversal completa de la caja torácica puede incluir exploraciones a lo largo de las trayectorias de exploración E, F, G y H. También puede realizarse una exploración transversal de una única parte corporal que no se extiende a través de toda una trayectoria de exploración transversal. Por ejemplo, el fémur izquierdo puede explorarse mediante las zonas de obtención de imágenes I1, 12, J2, J1, K1 y K2. Se contemplan otras trayectorias de exploración transversal.

La fuente 126 de radiación puede ser un radioisótopo o un tubo de rayos X que funciona a una tensión constante para producir un haz de radiación polienergético. El haz puede filtrarse posteriormente con un filtro de borde K para formar dos modos de energía. Alternativamente, la fuente 126 de radiación puede ser un tubo de rayos X que funciona en un modo de tensión conmutado en el que la tensión en el tubo de rayos X se cambia periódicamente desde una tensión alta hasta una baja desplazando el espectro de energía del haz de rayos X producido. Se adquieren datos mediante un detector 130 de banda ancha y son datos secuencialmente de alta y baja energía ya que pueden usarse en mediciones de doble energía. Pueden usarse otras técnicas que incluyen ruedas de filtro rotatorias y similares para producir haces de doble energía secuenciales. El detector 130 también puede incluir elementos de detección para detectar radiación de alta energía y elementos de detección para detectar radiación de baja energía. Una interfaz de usuario incluye un elemento de visualización y otras opciones de entrada/salida, tales como las indicadas a continuación con referencia a las figuras 8-9, pueden acoplarse operativamente al densitómetro 100 para visualizar resultados u otra información recogida o generada por el densitómetro, tal como se indica en el presente documento. Por ejemplo, la interfaz de usuario puede acoplarse operativamente a través de una red o conexión por cable al densitómetro 100.

La figura 3 representa un método 300 de generación de imágenes durante un procedimiento de exploración transversal según una realización de la tecnología. El método 300 proporciona un densitómetro de exploración que tiene una fuente de radiación colimada para producir o emitir un haz de radiación dirigido a través de un paciente a un detector de radiación electrónico, recibiendo, detectando o midiendo de otro modo este último el haz de radiación que pasa a través del paciente. Un conjunto de exploración mueve la fuente de radiación y el detector de radiación a lo largo de al menos una trayectoria de exploración transversal hasta un eje longitudinal de un paciente, operación 302. Mientras se mueve, la fuente de radiación emite el haz de radiación, operación 304, que se detecta por el detector de radiación, operación 306. El haz detectado se procesa entonces para formar una imagen, operación 308. Puesto que el haz tiene una anchura predefinida, el tamaño de cada imagen se basa en la anchura de haz y una longitud de desplazamiento del conjunto de exploración. Puede formarse cualquier número de imágenes diferenciadas a medida que el conjunto de exploración se desplaza a lo largo de la trayectoria de exploración transversal. A medida que el conjunto de exploración recorre la trayectoria de exploración, uno o más sensores determinan una posición de la misma. Si no se alcanza el final de la trayectoria de exploración tal como se representa en la operación 310, el flujo se desvía hacia NO y el movimiento del conjunto de exploración (así como las operaciones 302-308) continúa, generando por tanto una pluralidad de imágenes a lo largo de la trayectoria de exploración. Una vez que se alcanza el final de la trayectoria de exploración en la operación 410, el flujo se desvía a SÍ, donde se determina entonces un grado de alineación de imagen en la operación 312.

En determinadas realizaciones, se determina la alineación de imagen de partes adyacentes de imágenes adyacentes. El tamaño de las partes adyacentes puede determinarse basándose en, por ejemplo, el número de

píxeles en la imagen, un porcentaje del área total de la imagen u otros factores. Estas partes adyacentes de las imágenes adyacentes pueden ajustarse, operación 314, para permitir que diferentes grados de solapamiento coincidan mejor con estructuras dentro de las imágenes que tienen diversas alturas dentro del paciente. El grado de alineación de imagen puede evaluar sólo la parte de hueso de la imagen, sólo una parte de tejido magro de la imagen, sólo una parte de tejido adiposo de la imagen o una combinación de cualquiera de las tres. El método 400 puede mejorar la capacidad de hacer coincidir las imágenes eliminando estructuras tales como tejido blando, cuya coincidencia no es crítica. En otras realizaciones, la determinación del grado de alineación de imagen puede incluir la determinación de una altura de estructura basándose en una divergencia conocida de los haces de radiación y el solapamiento determinado, mejorando por tanto la alineación de imagen. La altura puede usarse para ajustar a escala cada imagen de exploración antes de fusionar imágenes de exploración adyacentes. Por tanto, el sistema y el método descritos en el presente documento pueden emplear la diferencia en solapamiento entre imágenes de exploración adyacentes para corregir la ampliación de la imagen. Después, las imágenes adyacentes se fusionan en zonas solapantes, operación 316, para formar una imagen compuesta que incluye todas las imágenes adyacentes combinadas. Antes de la fusión, las imágenes pueden ponderarse para eliminar cualquier influencia desproporcionada de datos redundantes en las imágenes. En cualquier caso, las tecnologías propuestas no dependen sólo de la ponderación, ya que tales métodos puede producirse un desenfoque de la imagen fusionada. El desenfoque de la imagen puede reducirse o eliminarse corrigiendo el solapamiento de las imágenes, tal como se describe en el presente documento. Esta imagen compuesta tiene un solapamiento correspondiente a una coincidencia mejor de la pluralidad de imágenes de exploración. En la operación 318, la imagen compuesta puede después almacenarse, visualizarse y/o utilizarse de otro modo para marcar y analizar tejido, tal como se describe en el presente documento.

El soporte de paciente puede soportar un paciente en decúbito supino con la cabeza y los pies del paciente tendidos a lo largo de un eje longitudinal y el conjunto de exploración puede mover la fuente de radiación y el detector electrónico a lo largo de una serie de trayectorias de exploración transversal sustancialmente perpendiculares al eje longitudinal a través del paciente para adquirir las imágenes de exploración. Un método de este tipo incluye operaciones similares a las representadas en la figura 3. A medida que se alcanza el final de una trayectoria de exploración, el sistema puede recorrer entonces una segunda trayectoria de exploración transversal que es sustancialmente paralela a la primera trayectoria de exploración transversal. Las imágenes obtenidas a lo largo de la segunda trayectoria de exploración transversal se procesan tal como se describe en la figura 3, operaciones 312-316. Sin embargo, puede determinarse un grado de alineación de imagen para ambas imágenes adyacentes en la misma trayectoria de exploración, así como imágenes adyacentes en trayectorias de exploración adyacentes. Tal procesamiento puede producir una imagen compuesta maestra que incluye todas las imágenes en todas las trayectorias de exploración, lo que puede utilizarse entonces tal como se describe en el presente documento.

Las imágenes obtenidas a partir de diversos sistemas de obtención de imágenes, tales como las mencionadas en el presente documento, pueden dividir el cuerpo en tres componentes: tejido adiposo, tejido magro ("tejido blando sin lípidos") y contenido mineral óseo ("BMC"). Generalmente pueden utilizarse sistemas que emiten energías dobles durante una secuencia de obtención de imágenes o exploración para identificar un máximo de dos de esos componente a la vez. Por ejemplo, en zonas del cuerpo en las que se ubica principalmente hueso, puede identificarse BMC tal como se describe en general en el presente documento. En zonas sin hueso, puede identificarse tejido adiposo y magro. De manera similar, en regiones grasas principales que carecen sustancialmente de tejido magro, tales como regiones de grasa subcutánea, puede identificarse tejido adiposo y material no graso. En esas regiones de grasa principales, el material no graso está compuesto principalmente de agua.

Como ejemplo, la figura 4 representa una exploración de un hombre joven relativamente en forma, pero con sobrepeso que representa tales componentes en la misma. Las diferentes líneas punteadas y rayadas identifican tejido adiposo (rayas, 402), tejido magro (punteado, 404) y BMC (en blanco, 406). Una versión coloreada de muestra de una exploración similar de este tipo puede encontrarse en Carla M. M. Prado, Steven B. Heymsfield, Lean Tissue Imaging: A New Era for Nutritional Assessment and Intervention, JPEN J Parenter Enteral Nutr. 2014; 38(8):940-953, cuya divulgación se incorpora como referencia al presente documento en su totalidad. Sin embargo, simplificar un cuerpo humano en tres componentes o categorías, es una aproximación imperfecta ya que el cuerpo humano es complejo. Sin embargo, una aproximación de este tipo es útil para hacer algunas determinaciones, tales como ubicaciones relativas de tejido magro y huesos, densidades óseas y así sucesivamente. Sin embargo, la aproximación tiene limitaciones al usar los sistemas mencionados anteriormente para identificar otros trastornos fisiológicos o determinar adecuadamente cantidades de tejido en pacientes que tienen esos trastornos fisiológicos. Por ejemplo, la figura 5 muestra algunas de las complejidades y errores potenciales en la aproximación de tipos de tejido en sólo tres categorías. Puede encontrarse información adicional acerca de la figura 5 en IAEA Human Health Series n.º 15 "Dual Energy X-ray for bone density and body composition assessment" que se encuentra en www.iaea.org/Publications/index.html, cuya divulgación se incorpora por la presente como referencia al presente documento en su totalidad.

Al aproximar una cantidad de tejido magro, es útil entender que el tejido magro está compuesto principalmente por agua. En un paciente con un nivel bastante estable de hidratación, la determinación del tejido magro indicada anteriormente funciona razonablemente bien como sustituto de la masa muscular. Sin embargo, diversas situaciones y trastornos patológicos provocan que la determinación del tejido magro ya no sea un buen sustituto de la masa

muscular. Por ejemplo, un edema en las extremidades del paciente, tales como las piernas y los brazos, puede provocar una divergencia significativa de las determinaciones de tejido magro y la masa muscular localmente en la extremidad. Cuando los análisis o tratamientos de otras dolencias se basan en la determinación del tejido magro, esos análisis serán igualmente imprecisos debido al error. Por ejemplo, el error es particularmente un problema en el diagnóstico de la sarcopenia, que es una pérdida degenerativa de masa, calidad y fuerza del músculo esquelético. La sarcopenia es un componente del síndrome de fragilidad y está asociada con el envejecimiento y otras patologías. El diagnóstico adecuado de la sarcopenia depende de una medición precisa de la masa muscular en las extremidades en personas ancianas. Sin embargo, esta misma población puede tener habitualmente edema, confundiendo por tanto las mediciones obtenidas por los sistemas de obtención de imágenes tales como las mencionadas y descritas en el presente documento.

Las tecnologías descritas adicionalmente en el presente documento permiten una medición más precisa de la masa muscular, incluyendo en las piernas y los brazos, incluso en presencia de edema. Dentro del cuerpo, pueden analizarse zonas que son principalmente tejido adiposo sin tejido muscular solapante usando las técnicas de radiación de doble energía anteriores para identificar una cantidad de tejido adiposo y una cantidad de agua, representativas potencialmente de edema. En la mayoría de los individuos, el cuerpo tiene una capa de células adiposas casi puras justo debajo de la piel, denominadas “grasa subcutánea”. En la imagen proyectada de la figura 4, la parte 408 de grasa subcutánea está sustancialmente libre de músculo. La grasa subcutánea es a menudo un buen objetivo de grasa principal para análisis. La cantidad de agua o el grado de edema se determina basándose en un análisis del objetivo de grasa principal, y esa determinación se usa para corregir una medición de tejido magro para el contenido de agua o edema. Es de destacar que las células adiposas en el tejido adiposo no son el 100% lípidos porque contienen agua y otros componentes no lipídicos.

En un ejemplo, puede obtenerse una corrección por determinar la presencia de edema determinando una cantidad o porcentaje de grasa en la capa de grasa subcutánea en una extremidad del paciente, tal como un brazo o una pierna. La cantidad de grasa o el porcentaje de determinación de grasa se compara con un patrón predeterminado o predefinido. Tales patrones pueden ser, por ejemplo, la cantidad de grasa o el porcentaje de grasa esperado de la grasa subcutánea de un individuo que se sabe que no presenta edema, o el porcentaje de grasa o la cantidad de grasa medida en otra parte del cuerpo del mismo paciente, tal como la grasa subcutánea de la zona abdominal. La cantidad de grasa patrón o el patrón de porcentaje de grasa se denomina en el presente documento “cantidad de referencia”.

Basándose en la comparación de la cantidad de grasa o porcentaje de grasa para el paciente particular con la cantidad de referencia, puede realizarse una corrección para edema u otros trastornos fisiológicos para el componente magro de la medición en la extremidad donde se ubicó el objetivo de grasa principal. Por ejemplo, podría corregirse la masa magra para una extremidad particular basándose en la diferencia del porcentaje de grasa medido del tejido subcutáneo del paciente con respecto al porcentaje de cantidad de referencia de grasa. En algunos ejemplos, la corrección es un factor multiplicativo multiplicado por la masa magra de las extremidades basándose en una relación funcional entre el porcentaje de grasa medido y el porcentaje de grasa de la cantidad de referencia. Por ejemplo, la siguiente ecuación proporciona un ejemplo para corregir una determinación del tejido magro:

$$L_C = f\left(F_p, F_S\right) \times L_E \qquad (1)$$

donde:

L_C es la cantidad de tejido magro corregida;

F_p es la cantidad de grasa o porcentaje de grasa para el objetivo de grasa principal del paciente;

F_S es la cantidad patrón de grasa o el porcentaje de grasa patrón; y

L_E es la cantidad de tejido magro estimada antes de la corrección.

La cantidad de tejido magro corregida también puede denominarse en el presente documento masa muscular. En una realización particular, la ecuación usada para corregir la cantidad de masa magra estimada es la siguiente :

$$L_C = \frac{F_p}{F_S} \times L_E \qquad (2)$$

También se contemplan otras ecuaciones y relaciones para corregir la cantidad de tejido magro estimada.

La figura 6 representa un método 600 para determinar la masa muscular de un paciente corrigiendo una masa magra estimada. En la operación 602, se detecta la radiación emitida desde un densitómetro o dispositivo de radiación de doble energía. Por ejemplo, la radiación puede ser un haz que ha pasado a través de un paciente y se

detecta mediante un detector, tal como el detector 130 lineal tal como se describió anteriormente. Generalmente, los sistemas de obtención de imágenes pueden medir el porcentaje de grasa y la masa total, o masa grasa y magra, píxel por píxel, pero también pueden utilizarse otras mediciones de área, tales como centímetros cuadrados. Basándose en la emisión de radiación detectada, se genera una representación de exploración en la operación 604. La representación de exploración puede ser para una región particular de interés del paciente, tal como una extremidad como un brazo o una pierna o partes de un brazo o una pierna. Por ejemplo, debido a que un edema está normalmente presente en las extremidades inferiores, la zona de interés puede ser la parte de la pierna por debajo de la rodilla. La representación de exploración también puede ser del cuerpo entero del paciente, similar a la representación de exploración en la figura 4. En algunos ejemplos, la representación de exploración puede no ser una imagen, sino otro tipo de representación, tal como un diagrama, una gráfica u otro modelo.

En la operación 606, se identifica un objetivo de grasa principal en la representación de exploración. El objetivo de grasa principal puede ser cualquier parte del cuerpo que no está ocupada predominantemente por músculo. Por ejemplo, tal como se indicó anteriormente, una región de grasa subcutánea del paciente es un objetivo de grasa principal adecuado. Identificar el objetivo de grasa principal también puede incluir identificar al menos un píxel en la representación de exploración que es representativo de la región de grasa principal. Por ejemplo, en la representación de exploración representada en la figura 4, el objetivo de grasa principal puede ser la región 408 de grasa subcutánea, tal como se identifica en la figura. Cada píxel que forma la representación de la región de grasa subcutánea puede identificarse en la operación 606 o puede determinarse un subconjunto de esos píxeles. En la operación 608, el objetivo de grasa principal puede modelizarse para determinar una masa, volumen u otra característica del objetivo de grasa principal. Adicionalmente, puede determinarse un nivel total de tejido magro o agua del objetivo de grasa principal como parte de la operación 608. Cabe destacar que el tejido magro dentro del objetivo de grasa principal es predominantemente agua en vez de músculo. El objetivo de grasa principal puede modelizarse determinando una profundidad o profundidad promedio del objetivo de grasa principal a partir de la representación de exploración. Alternativa o adicionalmente, la profundidad de grasa puede extrapolarse para generar un volumen sustancialmente anular del objetivo de grasa principal (por ejemplo 360º alrededor de la extremidad). Se proporcionan otros ejemplos detallados de modelización de grasa visceral en la patente estadounidense n.º 7.725.153 y en las publicaciones de patente estadounidense 2010/0234.719 y US 2011/0235.886, cuyas divulgaciones se incorporan por la presente como referencia al presente documento en sus totalidades.

Como ejemplo, la figura 6B ilustra la geometría relacionada con la modelización de un objetivo de grasa principal. El contorno de la región de interés se aproxima mediante una elipse 630 y el contorno interior del objetivo de grasa principal se aproxima mediante una elipse 640 interior concéntrica. El objetivo de grasa principal está entre las dos elipses. Tal como se indicó anteriormente, cuando la región de grasa subcutánea es la región de grasa subcutánea de una extremidad, generalmente envuelve alrededor de la extremidad, de manera similar a una elipse. Sea el rayo i el punto de fuente de conexión de línea (x_s,y_s) de un haz en abanico de rayos X hasta el punto del detector (x_a,y_d). La longitud total de intersección de la línea con las elipses concéntricas viene dada por

$$L = L_{1s} + L_{2s} + L_v \qquad (3)$$

donde $L_{1s}+L_{2s}=L_s$, la longitud total de la línea i a través de la grasa subcutánea, y L_v es la longitud de la misma línea i a través del tejido rodeado por la grasa subcutánea. Las longitudes de línea pertinentes pueden calcularse o estimarse tal como se indica a continuación o de alguna otra manera basándose en parámetros conocidos tales como las posiciones de la fuente y el detector en relación con las elipses 630 y 640.

El porcentaje de grasa (% $Grasa_{vi}$) en la región central para la trayectoria de rayos que se encuentran a lo largo de la línea i y es desde el punto focal de la fuente hasta una posición del detector que corresponde a una medición de rayos X de doble energía para un píxel en la imagen será

$$\%Grasa_{vi} = (\%\ \text{total de grasa})_i L_v/L \qquad (4)$$

La cantidad (% total de grasa)$_i$ para su uso en la ecuación 4 se estima a partir de las mediciones de rayos X de doble energía para la trayectoria de rayo usando procesamiento de DXA conocido.

La elipse 52 interior puede definirse por los ejes mayores a_x y a_y y la elipse exterior definida por b_x y b_y. Los parámetros pueden estimarse entonces a partir de una representación gráfica de perfil del porcentaje de grasa frente a número de píxeles tal como se ilustra en la figura 6C, con cualquier contabilización necesaria de factores geométricos relacionados con el uso de un haz en abanico de rayos X. Las longitudes totales de las regiones de grasa subcutánea (L_{1s}, L_{2s}) pueden calcularse basándose en:

$$L_{1s} + L_{2s} = L - \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2} \qquad (5)$$

La ecuación puede resolverse usando varias técnicas matemáticas, incluyendo las explicadas en la patente estadounidense n.º 7.725.153. Por ejemplo, los siguientes conjuntos de ecuaciones que representan el lado derecho

de la ecuación 5 puede usarse para resolver las longitudes basándose en datos en una gráfica tal como la de la figura 6C.

$$\text{Conjunto de ecuaciones 6}\begin{cases} x_2 = x_s + t_2 d_s \\ y_2 = y_s + t_2 d_y \\ x_1 = x_s + t_1 d_x \\ y_1 = y_s + t_1 d_y \end{cases}$$

$$\text{Conjunto de ecuaciones 7}\begin{cases} t_1 = (-R + \sqrt{P}))/F \\ t_2 = (-R - \sqrt{P}))/F \end{cases}$$

$$\text{Conjunto de ecuaciones 8}\begin{cases} P = R^2 + F - FG \\ R = d'_x x'_s + d'_y y'_s \\ F = (d'_x)^2 + \left(d'_y\right)^2 \\ G = (x'_s)^2 + (y'_s)^2 \end{cases}$$

$$\text{Conjunto de ecuaciones 9}\begin{cases} x'_s = \frac{x_s}{a_x} \\ y'_s = \frac{y_s}{a_y} \\ d'_x = \frac{d_x}{a_x} \\ d' = \frac{d_y}{a_y} \\ d_x = x_d - x_s \\ d_y = y_d - y_s \end{cases}$$

Además, puede determinarse la anchura de las secciones anterior y posterior de una región de grasa subcutánea analizando la exploración representativa, tal como la mostrada en la figura 4, tal como se indica a continuación. Tales anchuras podrían usarse entonces para aproximar la elipse mostrada en la figura 6B a través de diversas técnicas matemáticas.

La figura 6C ilustra un porcentaje de grasa estimado a partir de mediciones de DXA para posiciones de píxel en una imagen de DXA. El eje horizontal es el número de píxel en la imagen de DXA a través de la anchura de una región de interés del paciente. El eje vertical es el porcentaje de grasa. El eje vertical representa el porcentaje de grasa total para las posiciones de píxel respectivas, y por tanto normalmente incluye toda la región de interés, tal como una extremidad. Por ejemplo, es el porcentaje de grasa en el tejido el que está a lo largo de la trayectoria de haz de rayos X desde la fuente hasta el/los elementos de detector de rayos X que corresponde(n) a un píxel en la imagen. Los picos de la curva entre 650 y 660 y 670 y 680 representan una región de grasa subcutánea para el paciente. Cuando se conoce la anchura de píxel, puede determinarse la anchura de la región subcutánea. Además, el porcentaje de tejido magro para la región subcutánea también puede determinarse a partir de la gráfica en la figura 6C mediante la resta del porcentaje de grasa representado, ya que la región de grasa subcutánea debe incluir sólo tejido adiposo y tejido magro.

Volviendo a la figura 6A, en la operación 610, se determina una cantidad estimada de tejido magro. La cantidad estimada del tejido magro también puede basarse en parte en el modelo de objetivo de grasa principal generado en la operación 608.

Como ejemplo, la anchura del objetivo de grasa principal, tal como la región de grasa subcutánea, se determina en cada altura (H) de la extremidad en los lados posterior (p) y anterior (a) de la extremidad desde el extremo más alejado, tal como los dedos de los pies o los dedos de las manos o un pie o una mano, hasta el tronco. Por ejemplo, para una pierna, la anchura de la región de grasa subcutánea cambia entre el tobillo, la cadera o la rodilla. Como tal, las mediciones o estimaciones de la anchura de la capa de grasa pueden tomarse a diferentes alturas para predecir con más precisión la forma y el tamaño general de la región de grasa subcutánea. La anchura de la región de grasa subcutánea en el lado posterior para un nivel particular puede representarse como $w_s^p(H)$, y la anchura de la región de grasa subcutánea en el lado posterior para un nivel particular puede representarse como $w_s^a(H)$. En algunas realizaciones, la anchura de la extremidad ($w_l(H)$) en un nivel particular se mide a partir de la imagen. En tales realizaciones, la anchura del músculo esquelético ($w_m(H)$) en cada nivel puede estimarse mediante la siguiente ecuación:

$$w_m(H) = w_l(L) - [w_s{}^p(H) + w_s{}^a(H)] \qquad (10)$$

El tejido magro del músculo esquelético es el nivel L puede estimarse con una máquina de DXA analizando los píxeles que representan el músculo esquelético. Al incluir sólo los píxeles de músculo esquelético en la determinación de la masa magra, es más probable que la estimación de la masa magra sea representativa de la masa muscular.

Adicionalmente, la masa grasa de la extremidad en un nivel dado puede aproximarse mediante un anillo de una elipse, ya que una máquina de DXA puede medir el grosor (t) y las anchuras con precisión sustancial. Basándose en las anchuras o los grosores determinados o medidos, la grasa subcutánea puede modelizarse como un anillo de grasa que engloba el músculo esquelético.

En otro ejemplo, la determinación de una cantidad estimada de tejido magro puede incluir retirar el objetivo de grasa principal modelizado antes de analizar la representación de exploración para determinar una cantidad estimada de tejido magro. Por ejemplo, debido a la envoltura de grasa subcutánea alrededor del músculo esquelético, el tejido magro (principalmente agua) puede incluirse en la estimación de masa magra total debido a que la radiación pasa a través de toda la región de interés. Por consiguiente, la retirada del análisis de la región de grasa subcutánea modelizada mejora la estimación de masa muscular. De manera similar, la determinación de una cantidad estimada de tejido magro también puede incluir eliminar la cantidad de agua o tejido magro determinada para que esté en el objetivo de grasa principal, ya que esa agua o tejido magro puede incluirse en cualquier caso de manera inadvertida en la determinación de la masa magra y en última instancia en una estimación de la masa muscular.

En la operación 610, se analizan píxeles del objetivo de grasa principal para determinar el contenido de grasa dentro del objetivo de grasa principal. En algunas realizaciones, puede analizarse un único píxel dentro de la parte de objetivo de grasa principal de la representación de exploración para determinar una cantidad de grasa o un porcentaje de grasa para ese píxel. En otras realizaciones, también se analizan píxeles adicionales representativos del objetivo de grasa principal para determinar una cantidad de grasa o un porcentaje de grasa para esos píxeles. En tales realizaciones, la cantidad de grasa para cada píxel puede sumarse y/o los porcentajes de grasa para los píxeles pueden promediarse para determinar un porcentaje de grasa global para el objetivo de grasa principal.

Una vez que se ha determinado una cantidad de grasa o porcentaje de grasa para el objetivo de grasa principal, esa cantidad de grasa o porcentaje de grasa se compara con una cantidad de referencia en la operación 614. Tal como se indicó anteriormente, la cantidad de referencia puede determinarse a partir de una muestra de pacientes que no presentan edema. La cantidad de referencia también puede ser a partir de otra parte del paciente donde se sabe que no hay presente edema. Por ejemplo, en mucho pacientes ancianos, la grasa subcutánea puede ubicarse alrededor del torso o una sección media del paciente, mientras que las extremidades tienen falta de grasa subcutánea. En tales circunstancias, el objetivo de grasa principal puede estar próximo al torso y compararse con cantidades de referencia obtenidas a partir de las extremidades. Pueden determinarse otras cantidades de referencia para representar un individuo relativamente sano sin edema. La cantidad de referencia también puede ser a partir de una exploración anterior del paciente cuando se conoció que el paciente no presentaba edema.

Basándose en la comparación en la operación 614, la cantidad estimada de tejido magro se corrige en la operación 616. Al corregir la cantidad estimada de tejido magro, se genera una representación más precisa de las masa muscular para el paciente. La corrección a la cantidad estimada de tejido magro puede conseguirse usando las ecuaciones (1) o (2) indicadas anteriormente o variaciones de las mismas. También se contemplan otros factores de corrección adecuados basados en la comparación en la operación 614. Por ejemplo, la estimación del tejido magro puede corregirse basándose en la siguiente ecuación:

$$(w_s^p(L) + w_s^a(L)) \times w_m(L) \times E \qquad (11)$$

donde E es una corrección de edema derivada al comparar un porcentaje de grasa del objetivo de grasa principal con una cantidad de referencia, tal como un valor derivado al medir una población de personas que se sabe que no presentan edema o un valor obtenido al medir la grasa en algún otro lugar en la persona que no presenta edema o al menos mucho menos edema que la extremidad que se está midiendo.

En algunas realizaciones, la operación 614 de comparación puede no realizarse y puede realizarse una corrección a la estimación de masa magra sin depender de tal comparación. Por ejemplo, puede utilizarse una corrección para la hidratación de la masa de grasa (E_f) y una corrección de la hidratación de la masa magra (E_l). Los valores de corrección E_f y E_l se derivan de una determinación del porcentaje de grasa o la cantidad de grasa del objetivo de grasa principal. La masa muscular (MM) puede determinarse según la siguiente ecuación:

$$MM = M_1 - M_f E'_f \qquad (12)$$

donde M_l es la masa magra estimada, M_f es la masa de grasa estimada tal como se determina mediante la máquina de DXA y E'_f es un porcentaje de masa magra en el objetivo de grasa principal. En algunas realizaciones, puede utilizarse una corrección de la hidratación de la masa magra (E_l). La siguiente ecuación es representativa de una realización de este tipo:

$$MM = E_1(M_1 - M_f E'_f) = M_l E_l - M_f E_f \qquad (13)$$

En realizaciones, la corrección para la hidratación de la masa de grasa (E_f) y la corrección de la hidratación de la masa magra (E_l) pueden ser proporcionales entre sí. En realizaciones en las que la hidratación de la masa de grasa es similar a la hidratación de la masa muscular, tanto E_f como E_l pueden representarse mediante E'_f. En tales realizaciones, la masa muscular puede determinarse mediante la siguiente ecuación:

$$MM = M_l E'_f - M_f (E'_f)^2 \qquad (14)$$

La figura 7 representa un método de identificar un trastorno fisiológico (por ejemplo, edema). En la operación 702, se detecta la radiación emitida desde un densitómetro o dispositivo de radiación de doble energía. Por ejemplo, la radiación puede ser un haz que ha pasado a través de un paciente detectado mediante un detector, tal como el detector 130 lineal tal como se describió anteriormente. En general, los sistemas de obtención de imágenes pueden medir el porcentaje de grasa y la masa total, o la masa de grasa y la magra, píxel por píxel, pero también pueden utilizarse otras mediciones de área, tales como centímetros cuadrados. Basándose en emisión de radiación detectada, se genera una representación de exploración en la operación 704. La representación de exploración puede ser para una región de interés particular del paciente, tal como una extremidad como un brazo o una pierna. La representación de exploración también puede ser del cuerpo entero del paciente, similar a la representación de exploración en la figura 4. En algunas realizaciones, la representación de exploración puede no ser una imagen, sino otro tipo de representación, tal como un gráfico, una gráfica u otro modelo.

En la operación 706, se identifica un objetivo de grasa principal en la representación de exploración. El objetivo de grasa principal puede ser cualquier parte del cuerpo que no esté predominantemente ocupada por músculo. Por ejemplo, tal como se indicó anteriormente, una región de grasa subcutánea del paciente es un objetivo de grasa principal adecuado. La identificación del objetivo de grasa principal también puede incluir identificar al menos un píxel en la representación de exploración que es representativo de la región de grasa principal. Por ejemplo, en la representación de exploración representada en la figura 4, el objetivo de grasa principal puede ser la región de grasa subcutánea tal como se identifica en la figura. Puede identificarse cada píxel que forma la representación de la región de grasa subcutánea en la operación 706 o puede identificarse un subconjunto de esos píxeles.

En la operación 708, se analizan píxeles del objetivo de grasa principal para determinar el contenido de grasa o el contenido de agua dentro del objetivo de grasa principal. El contenido de grasa puede ser una cantidad de grasa o un porcentaje de grasa. El contenido de agua puede ser una cantidad de agua o un porcentaje de agua. En algunas realizaciones, puede analizarse un único píxel dentro de la parte de objetivo de grasa principal de la representación de exploración para determinar un contenido de grasa o un contenido de agua para ese píxel. En otras realizaciones, también se analizan píxeles adicionales representativos del objetivo de grasa principal para determinarse un contenido de grasa o contenido de agua para esos píxeles. En tales realizaciones, el contenido de grasa o el contenido de agua para cada píxel puede sumarse y/o los porcentajes de grasa para los píxeles pueden promediarse para determinar un porcentaje de grasa global para el objetivo de grasa principal.

El contenido de grasa o contenido de agua determinado en la operación 708 se compara entonces con una cantidad de referencia en la operación 710. Tal como se mencionó anteriormente, la cantidad de referencia puede determinarse a partir de una muestra de pacientes que no tienen el trastorno fisiológico. La cantidad de referencia también puede ser otra parte del paciente que se sabe que no presenta el trastorno (por ejemplo, tal como se describió anteriormente con respecto a la grasa subcutánea en la zona del torso, pero no en las extremidades). Pueden determinarse otras cantidades de referencia para representar un individuo relativamente sano sin el trastorno fisiológico. La cantidad de referencia también puede ser a partir de una exploración anterior del paciente cuando se sabía que el paciente no presentaba el trastorno fisiológico.

Basándose en los resultados de la comparación, se genera un indicador de trastorno en la operación 712. El indicador de trastorno indica si el paciente presenta el trastorno fisiológico que se está sometiendo a prueba. Por ejemplo, si los resultados de la comparación en la operación 710 revelan que el contenido de grasa en el objetivo de grasa principal está por debajo de la cantidad de grasa de referencia, puede generarse un indicador de trastorno que indica que el paciente presenta un edema. En algunas realizaciones, el contenido de grasa debe ser una cantidad determinada por debajo de la cantidad de grasa de referencia antes de que se genere un indicador de trastorno que indica edema. Por ejemplo, el indicador de trastorno de edema puede generarse sólo si el contenido de grasa es una desviación estándar por debajo de la cantidad de grasa de referencia. Cuando el objetivo de grasa principal se está sometiendo a prueba para sólo una región de interés, el indicador de trastorno indica que el paciente presenta edema localizado en la región de interés. De manera similar, si el contenido de agua está por encima de la cantidad de agua de referencia, puede generarse un indicador de trastorno que indica que el paciente presenta edema. En

algunas realizaciones, el contenido de agua debe ser una cantidad determinada por encima de la cantidad de agua de referencia antes de que se genere un indicador de trastorno que indica edema. Por ejemplo, el indicador de trastorno de edema puede generarse sólo si el contenido de grasa es una desviación estándar por encima de la cantidad de agua de referencia. El indicador de trastorno puede ser un elemento de pantalla en una interfaz de usuario u otro indicador adecuado para comunicar el trastorno fisiológico del paciente.

Tal como se indicó anteriormente, el método 600 y el método 700 pueden realizarse para una región de interés o para el cuerpo entero del paciente. En realizaciones en las que los métodos se realizan para la región de interés, el objetivo de grasa principal y el tejido magro pertinente se ubican dentro de la misma región de interés, tal como un brazo del paciente. En realizaciones en las que los métodos se realizan para el cuerpo entero, el objetivo de grasa principal y el tejido magro pertinente pueden ubicarse en cualquier parte del cuerpo. Sin embargo, en algunos pacientes el paciente puede no presentar un objetivo de grasa principal adecuado en la región de interés. Por ejemplo, los pacientes ancianos pueden presentar grasa subcutánea de mínima a ninguna en sus piernas. Para tales pacientes, el objetivo de grasa principal puede ser la grasa subcutánea del abdomen y los resultados obtenidos a partir del análisis de la grasa abdominal pueden usarse para corregir una cantidad de tejido magro estimada en una región de interés independiente, tal como la pierna, tal como se describió anteriormente.

Otras técnicas para corregir estimaciones de masa magra para edema pueden basarse en la forma del tejido blando frente a, por ejemplo, la forma esperada del mismo tejido. Es decir, una extremidad donde está presente el edema parecerá hinchada, en comparación con una extremidad donde no hay edema. También pueden usarse puntos de referencia óseos como base para la corrección. Por ejemplo, la posición de la rodilla en relación con los contornos exteriores de la pierna también puede indicar la presencia de edema.

Otras técnicas para corregir la presencia de edema incluyen medir el área de tejido blando alrededor de los tobillos, por el exterior del hueso. Esta medida puede compararse entonces con la forma del muslo, para detectar y corregir la hinchazón debido al edema. En otras técnicas, puede usarse impedancia bioeléctrica de múltiples frecuencias para medir el contenido de agua de las piernas y/o los brazo, y usarse para realizar una corrección del edema. Todavía otra técnica utiliza “dilución de agua”, que puede medir de manera muy precisa el agua corporal total, para realizar una corrección de hidratación global de la masa magra. En la dilución de agua, un paciente bebe una cantidad conocida de agua deuterada y después de un tiempo adecuado para que ésta se disperse a través del cuerpo, se toma una muestra de saliva y el porcentaje de agua deuterada de la muestra de saliva, junto con la masa del paciente, puede usarse para medir la hidratación de agua total.

La figura 8 ilustra un ejemplo de un entorno 500 de funcionamiento adecuado en el que puede implementarse una o más de las presentes realizaciones. Este entorno de funcionamiento puede incorporarse directamente en un sistema de exploración o puede incorporarse en un sistema informático diferenciado a partir de, pero usado para controlar, un sistema de exploración tal como se describe en el presente documento. Esto es sólo un ejemplo de un entorno de funcionamiento adecuado y no se pretende que sugiera ninguna limitación en cuanto al alcance de uso o la funcionalidad. Otras configuraciones, entornos y/o sistemas informáticos bien conocidos que pueden ser adecuados para su uso incluyen, pero no se limitan a, ordenadores personales, ordenadores de servidor, dispositivos de mano o portátiles, sistemas de multiprocesador, sistemas basados en microprocesador, aparatos electrónicos de consumidor programables tales como teléfonos inteligentes, PC en red, miniordenadores, ordenadores centrales, tabletas, entornos informáticos distribuidos que incluyen cualquiera de los sistemas o dispositivos anteriores y similares.

En su configuración más básica, el entorno 800 de funcionamiento normalmente incluye al menos una unidad 802 de procesamiento y una memoria 804. Dependiendo de la configuración exacta y del tipo de dispositivo informático, la memoria 804 (que almacena, entre otras cosas, instrucciones para realizar los métodos de adquisición y procesamiento de imágenes dados a conocer en el presente documento) puede ser volátil (tal como una RAM), no volátil (tal como una ROM, una memoria flash, etc.) o alguna combinación de las dos. Esta configuración más básica se ilustra en la figura 8 mediante una línea 806 discontinua. Además, el entorno 800 también puede incluir dispositivos de almacenamiento (extraíbles, 808 y/o no extraíbles, 810) incluyendo, pero sin limitarse a, cinta o discos magnéticos u ópticos. De manera similar, el entorno 800 también puede tener dispositivo(s) 814 de entrada tal(es) como pantallas táctiles, teclado, ratón, lápiz, entrada de voz, etc., y/o dispositivo(s) 816 de salida tal(es) como una pantalla, altavoces, impresora, etc. También pueden estar incluidas en el entorno una o más conexiones 812 de comunicación, tal como LAN, WAN, punto a punto, Bluetooth, RF, etc.

El entorno 800 de funcionamiento incluye normalmente al menos alguna forma de medios legibles por ordenador. Los medios legibles por ordenador puede ser cualquier medio disponible al que se puede acceder mediante una unidad 802 de procesamiento u otros dispositivos que comprenden el entorno de funcionamiento. A modo de ejemplo, y sin limitación, los medios legibles por ordenador pueden comprender medios de almacenamiento informático y medios de comunicación. Los medios de almacenamiento informático incluyen medios volátiles y no volátiles, extraíbles y no extraíbles implementados en cualquier método o tecnología para el almacenamiento de información tal como instrucciones legibles por ordenador, estructuras de datos, módulos de programa u otros datos. Los medios de almacenamiento informático incluyen, RAM, ROM, EEPROM, memoria flash u otra tecnología de memoria, CD-ROM, discos versátiles digitales (DVD) u otro almacenamiento óptico, casetes magnéticos, cinta magnética, almacenamiento de disco magnético u otros dispositivos de almacenamiento magnético,

almacenamiento de estado sólido o cualquier otro medio tangible que puede usarse para almacenar la información deseada. Los medios de comunicación implementan instrucciones legibles por ordenador, estructuras de datos, módulos de programa u otros datos en una señal de datos modulada tal como una onda portadora u otro mecanismo de transporte e incluye cualquier medio de suministro de información. El término “señal de datos modulada” significa una señal que tiene una o más de sus características establecidas o cambiadas de tal manera como que se codifique la información en la señal. A modo de ejemplo, y sin limitación, los medios de comunicación incluyen medios por cable tal como una red por cable o conexión por cable directa y medios inalámbricos tal como medios acústicos, por RF, por infrarrojos y otros medios inalámbricos. Combinaciones de cualquiera de lo anterior también debe incluirse dentro el alcance de medios legibles por ordenador.

El entorno 800 de funcionamiento puede ser un único ordenador que funciona en un entorno de red usando conexiones lógicas a uno o más ordenadores remotos. El ordenador remoto puede ser un ordenador personal, un servidor, un enrutador, un PC de red, un dispositivo similar u otro nodo de red habitual y normalmente incluye muchos o todos los elementos descritos anteriormente así como otros no mencionados. Las conexiones lógicas pueden incluir cualquier método soportado por medios de comunicaciones disponibles. Tales entornos de red son lugares habituales en oficinas, redes informáticas en toda la empresa, intranets e Internet.

En algunas realizaciones, los componentes descritos en el presente documento comprenden tales módulos o instrucciones ejecutables por el sistema 800 informático que pueden almacenarse en un medio de almacenamiento informático y otros medios tangibles y transmitirse en medios de comunicación. Los medios de almacenamiento informático incluyen medios volátiles y no volátiles, extraíbles y no extraíbles implementados en cualquier método o tecnología para el almacenamiento de información tal como instrucciones legibles por ordenador, estructuras de datos, módulos de programa u otros datos. Las combinaciones de cualquiera de los anteriores también deben incluirse dentro del alcance de medios legibles. En algunas realizaciones, el sistema 800 informático es parte de una red que almacena datos en medios de almacenamiento remotos para su uso mediante el sistema 800 informático.

La figura 9 es una realización de una red 900 en la que pueden funcionar los diversos sistemas y métodos dados a conocer en el presente documento. En realizaciones, un dispositivo cliente, tal como el dispositivo 902 cliente, puede comunicarse con uno o más servidores, tales como servidores 904 y 906, a través de una red 908. En realizaciones, un dispositivo cliente puede ser un ordenador portátil, un ordenador personal, un teléfono inteligente, una PDA, un miniordenador portátil o cualquier otro tipo de dispositivo informático, tal como el dispositivo informático en la figura 8. En realizaciones, los servidores 904 y 906 pueden ser cualquier tipo de dispositivo informático, tal como el dispositivo informático ilustrado en la figura 8. La red 908 puede ser cualquier tipo de red que pueda facilitar las comunicaciones entre el dispositivo cliente y uno o más servidores 904 y 906. Ejemplos de tales redes incluyen, pero no se limitan a, LAN, WAN, redes celulares y/o Internet.

En realizaciones, los diversos sistemas y métodos dados a conocer en el presente documento pueden realizarse mediante uno o más dispositivos de servidor. Por ejemplo, en una realización, puede emplearse un único servidor, tal como el servidor 904 para realizar los sistemas y métodos dados a conocer en el presente documento, tal como el método para la exploración y el procesamiento de imagen. El dispositivo 902 cliente puede interaccionar con el servidor 904 a través de la red 908. En realizaciones adicionales, el dispositivo 902 cliente puede realizar una funcionalidad dada a conocer en el presente documento, tal como exploración y procesamiento de imágenes, que pueden proporcionarse entonces a los servidores 904 y/o 906.

En realizaciones alternativas, los métodos y sistemas dados a conocer en el presente documento pueden realizarse usando una red informática distribuida o una red en la nube. En tales realizaciones, los métodos y sistemas dados a conocer en el presente documento pueden realizarse mediante dos o más servidores, tales como los servidores 904 y 906. Aunque se da a conocer una realización de red particular en el presente documento, un experto en la técnica apreciará que los sistemas y métodos dados a conocer en el presente documento pueden realizarse usando otros tipos de redes y/o configuraciones de red.

Las realizaciones descritas en el presente documento pueden emplearse usando software, hardware o una combinación de software y hardware para implementar y realizar los sistemas y métodos dados a conocer en el presente documento. Aunque se han mencionado dispositivos específicos a lo largo de la divulgación como que realizan funciones específicas, un experto en la técnica apreciará que estos dispositivos se proporcionan por motivos de ilustración y pueden emplearse otros dispositivos para realizar la funcionalidad dada a conocer en el presente documento sin apartarse del alcance de la divulgación.

REIVINDICACIONES

1. Sistema (100) para medir la masa muscular de un paciente (134), comprendiendo el sistema:

una fuente (126) de emisión de radiación de doble energía;

un detector (130) de radiación configurado para detectar radiación (128) emitida desde la fuente de emisión de radiación de doble energía que pasa a través del paciente;

al menos un procesador (802); y

una memoria (804) acoplada a al menos un procesador (802), caracterizado porque la memoria almacena instrucciones que cuando se ejecutan por el al menos un procesador, realizan un conjunto de operaciones que comprenden:

recibir datos de detección de radiación desde el detector de radiación;

basándose en los datos de detección de radiación, generar una representación de exploración;

identificar un objetivo de grasa principal en la representación de exploración, siendo el objetivo de grasa principal una región (402, 408) de grasa subcutánea;

generar un modelo de objetivo de grasa principal;

determinar una cantidad estimada de tejido (404) magro basándose en el modelo de objetivo de grasa principal;

determinar una cantidad de grasa en el objetivo de grasa principal;

comparar la cantidad de grasa en el objetivo de grasa principal con una referencia; y

basándose en la comparación, corregir una cantidad estimada de tejido (404) magro para generar un valor de masa muscular corregido.

2. Sistema según la reivindicación 1, en el que el objetivo de grasa principal está en una región de interés y el valor de masa muscular corregido es para la región de interés.

3. Sistema según la reivindicación 1, en el que el objetivo de grasa principal es para una primera región del paciente y el valor de masa muscular corregido es para una segunda región del paciente.

4. Sistema según la reivindicación 3, en el que la primera región es una región de torso del paciente y la segunda región es una extremidad del paciente.

5. Sistema según la reivindicación 2, en el que la región de interés es una extremidad.

6. Sistema según la reivindicación 9, en el que el conjunto de operaciones incluye además:

modelizar la capa de grasa subcutánea; y

retirar la capa de grasa subcutánea de la cantidad estimada de tejido magro.

7. Método para determinar la masa muscular de un paciente (134), comprendiendo el método:

detectar (602), mediante un detector (130) de radiación, una emisión de radiación a partir de un densitómetro (100) que pasa a través del paciente;

basándose en la emisión de radiación detectada, generar una representación (604) de exploración de una región de interés del paciente, incluyendo la representación de exploración uno o más píxeles;

identificar (606), mediante el procesador, un objetivo de grasa principal dentro de la región de interés, siendo el objetivo de grasa principal una región (402, 408) de grasa subcutánea;

identificar, mediante el procesador, un píxel en la representación de exploración representativo del objetivo de grasa principal;

generar un modelo (608) de objetivo de grasa principal;

determinar una cantidad estimada de tejido (610) magro basándose en el modelo de objetivo de grasa principal;

analizar (612), mediante el procesador, el píxel representativo del objetivo de grasa principal para determinar una cantidad de grasa en el objetivo de grasa principal;

comparar (614), mediante el procesador, la cantidad determinada de grasa con una cantidad de referencia;

corregir (616), mediante el procesador, la cantidad estimada de tejido magro basándose al menos en parte en la comparación para generar un valor de masa muscular corregido para la región de interés del paciente; y

visualizar el valor de masa muscular corregido para la región de interés.

8. Método según la reivindicación 7, que comprende además analizar el píxel representativo del objetivo de grasa principal para determinar una cantidad de agua presente en el objetivo de grasa principal.

9. Método según las reivindicaciones 7 u 8, que comprende además:

determinar el modelo del objetivo de grasa principal basándose en al menos una profundidad del objetivo de grasa principal; y

restar el objetivo de grasa principal modelizado de la cantidad estimada de tejido magro.

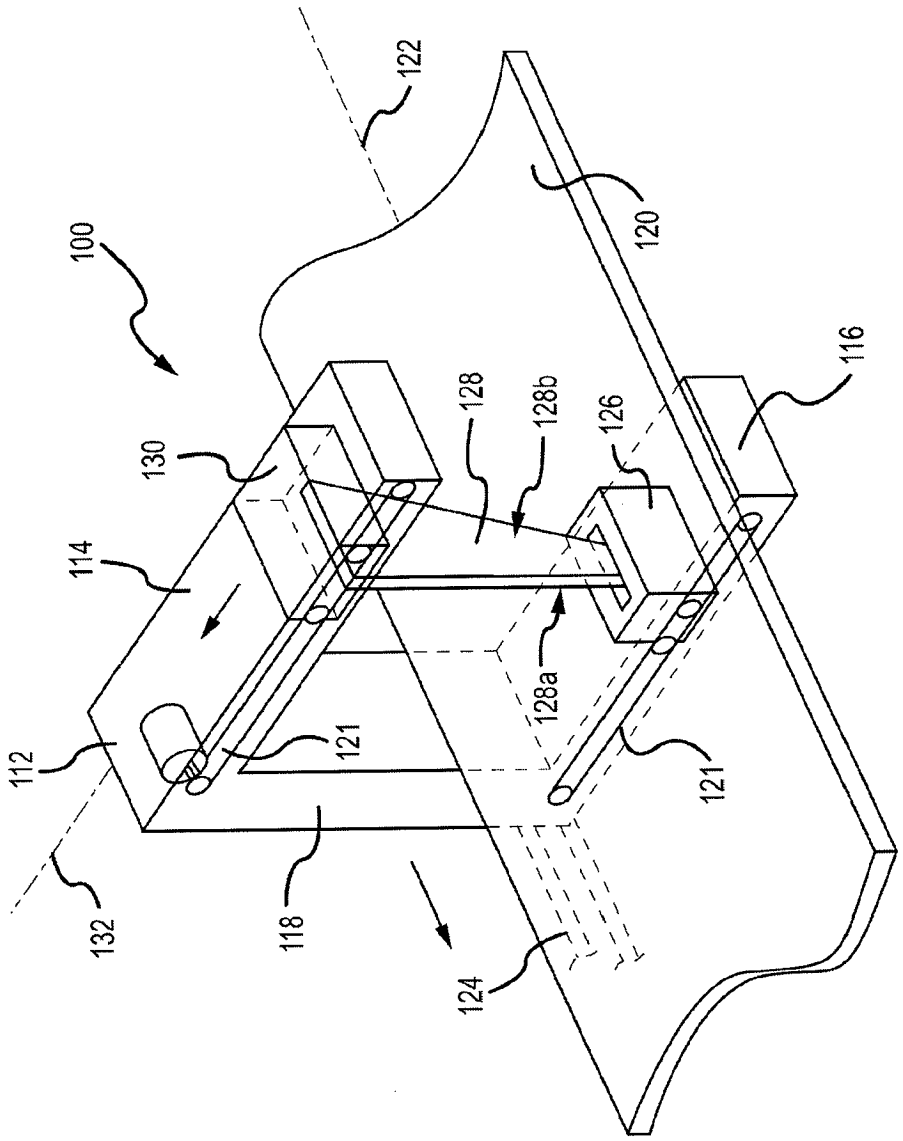
100
112
114
116
118
120
121
121
122
124
126
128
128a
128b
130
132

FIG.1

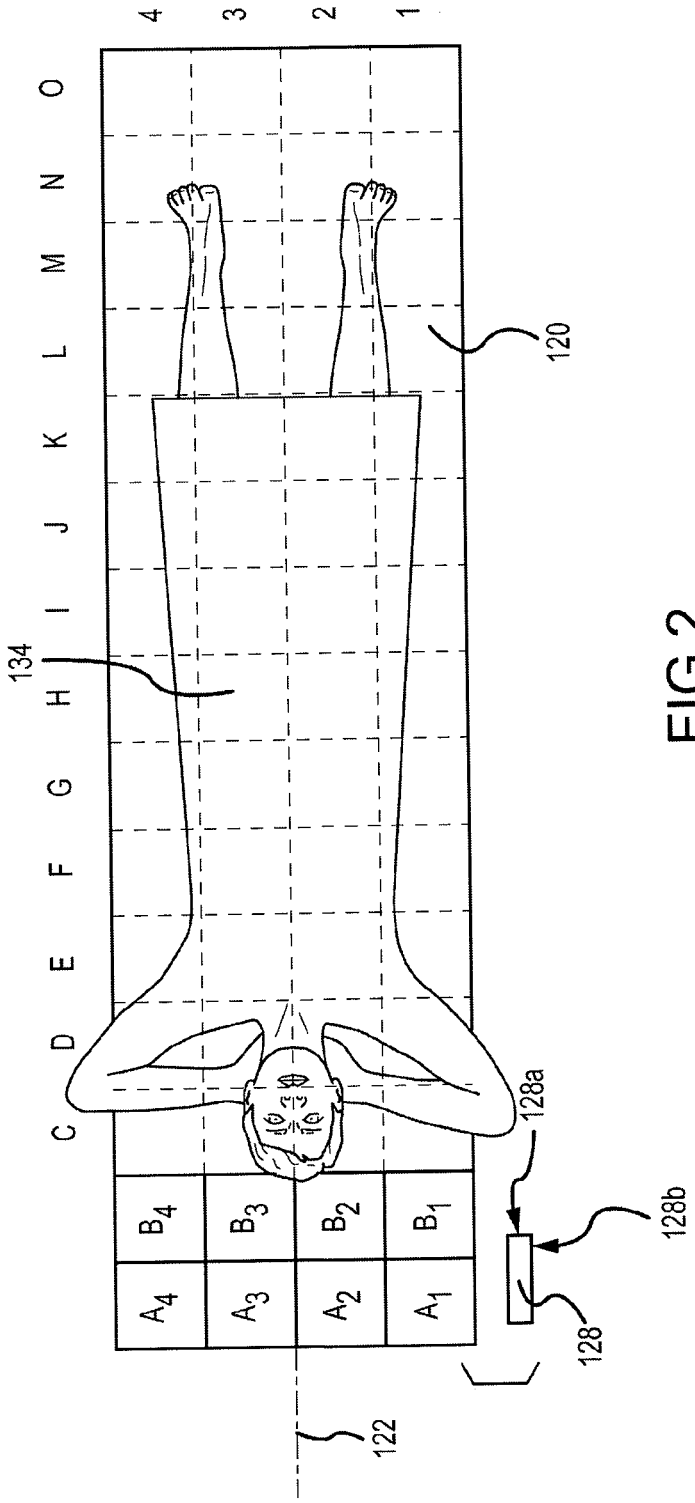
4
3
2
1
O
N
M
L
K
J
I
H
G
F
E
D
C
120
134
128a
128b
128
122
A_4
A_3
A_2
A_1
B_4
B_3
B_2
B_1

FIG.2

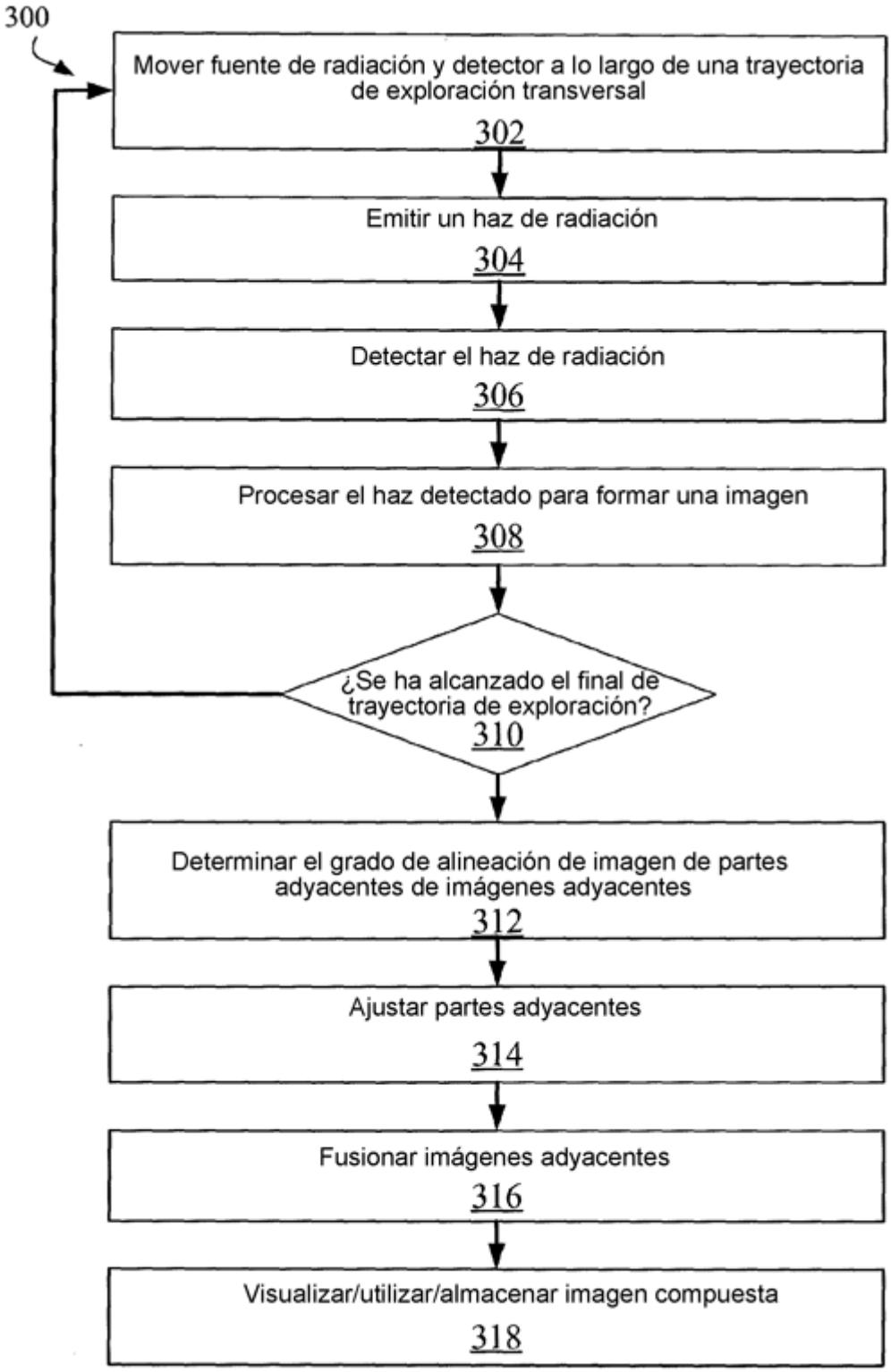
300
Mover fuente de radiación y detector a lo largo de una trayectoria de exploración transversal
302
Emitir un haz de radiación
304
Detectar el haz de radiación
306
Procesar el haz detectado para formar una imagen
308
¿Se ha alcanzado el final de trayectoria de exploración?
310
Determinar el grado de alineación de imagen de partes adyacentes de imágenes adyacentes
312
Ajustar partes adyacentes
314
Fusionar imágenes adyacentes
316
Visualizar/utilizar/almacenar imagen compuesta
318

FIG. 3

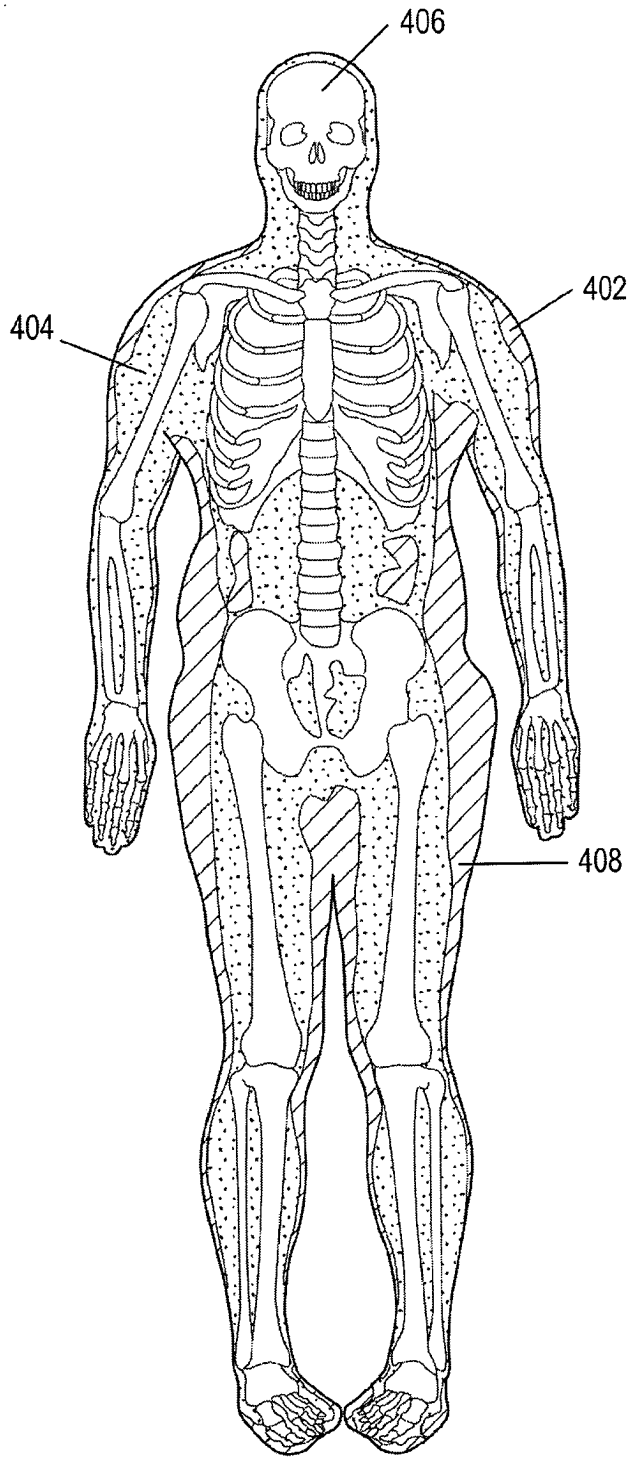

FIG. 4

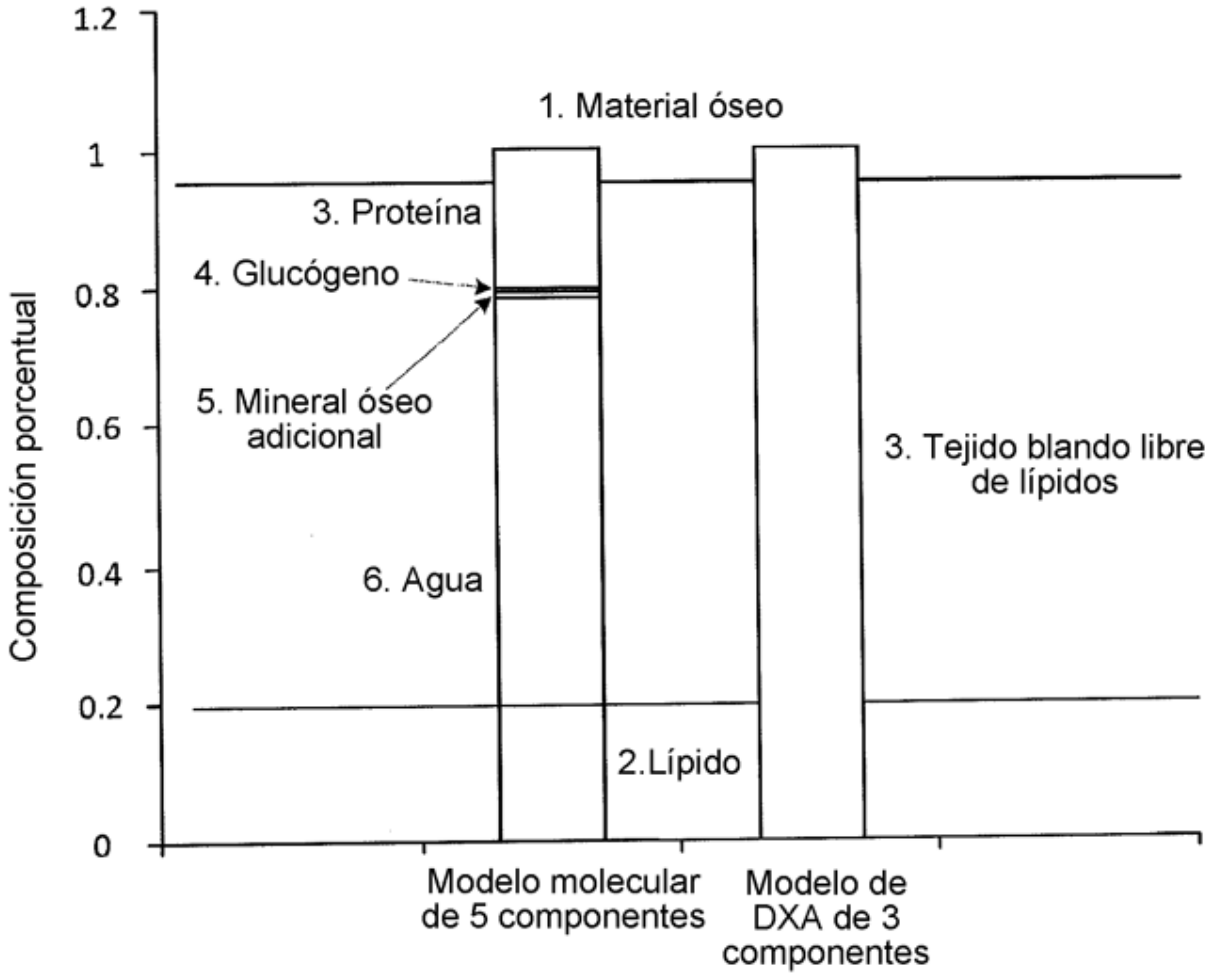
1.2
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
Composición porcentual
1. Material óseo
3. Proteína
4. Glucógeno
5. Mineral óseo adicional
6. Agua
2.Lípido
3. Tejido blando libre de lípidos
Modelo molecular de 5 componentes
Modelo de DXA de 3 componentes

FIG. 5

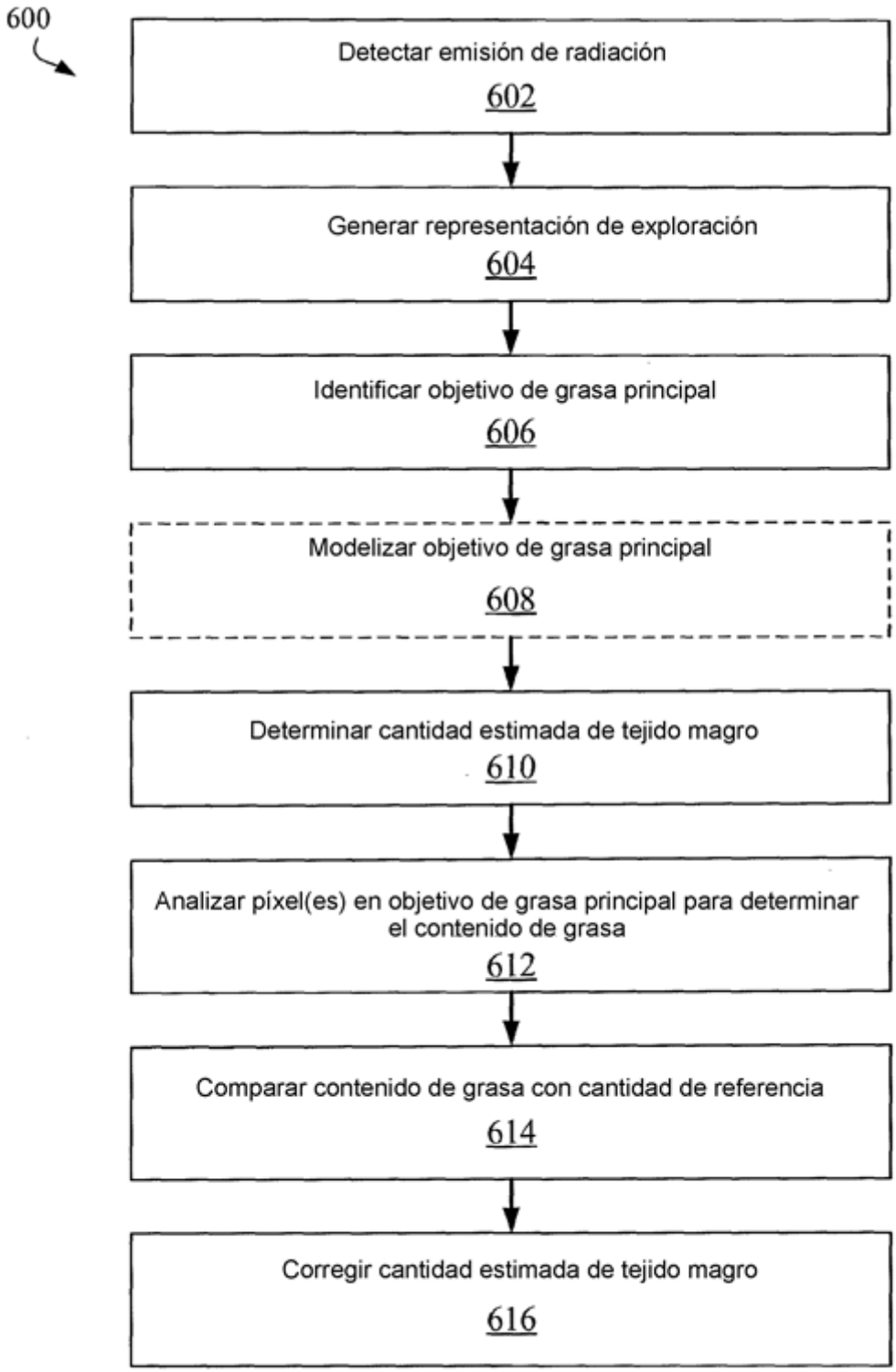
600
Detectar emisión de radiación
602
Generar representación de exploración
604
Identificar objetivo de grasa principal
606
Modelizar objetivo de grasa principal
608
Determinar cantidad estimada de tejido magro
610
Analizar píxel(es) en objetivo de grasa principal para determinar el contenido de grasa
612
Comparar contenido de grasa con cantidad de referencia
614
Corregir cantidad estimada de tejido magro
616

FIG. 6A

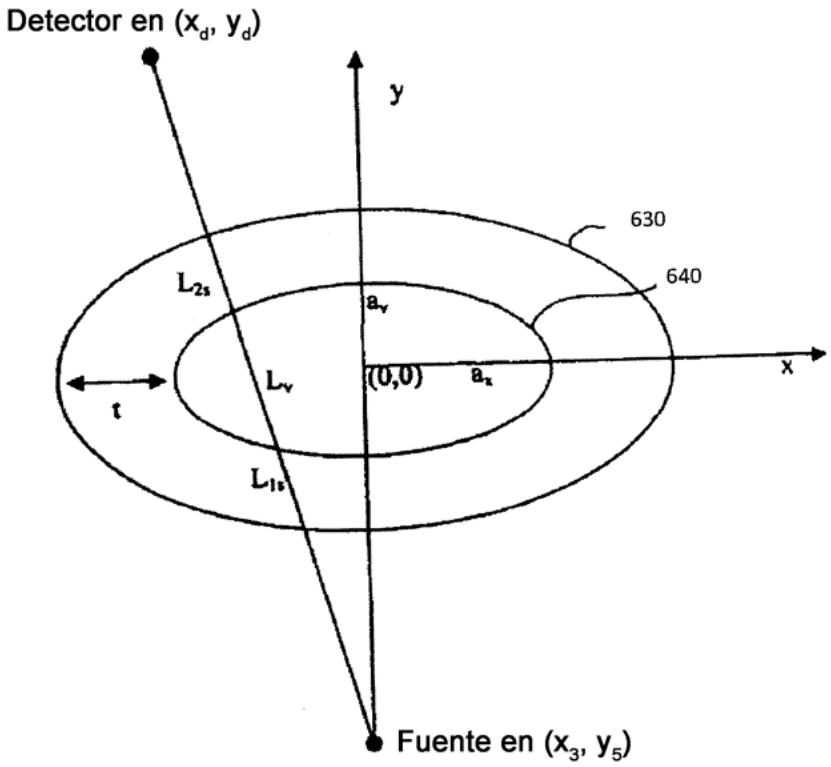

FIG. 6B

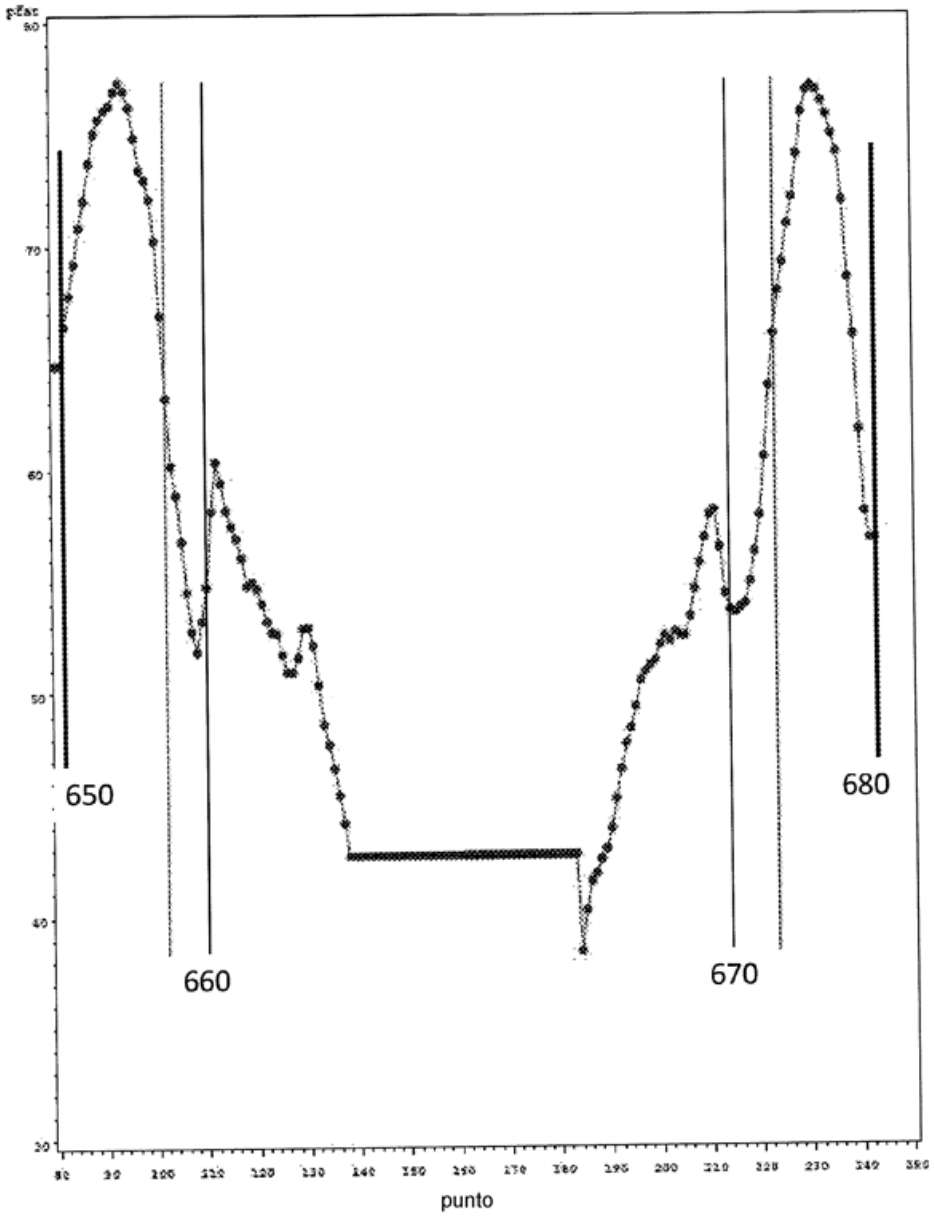

FIG. 6C

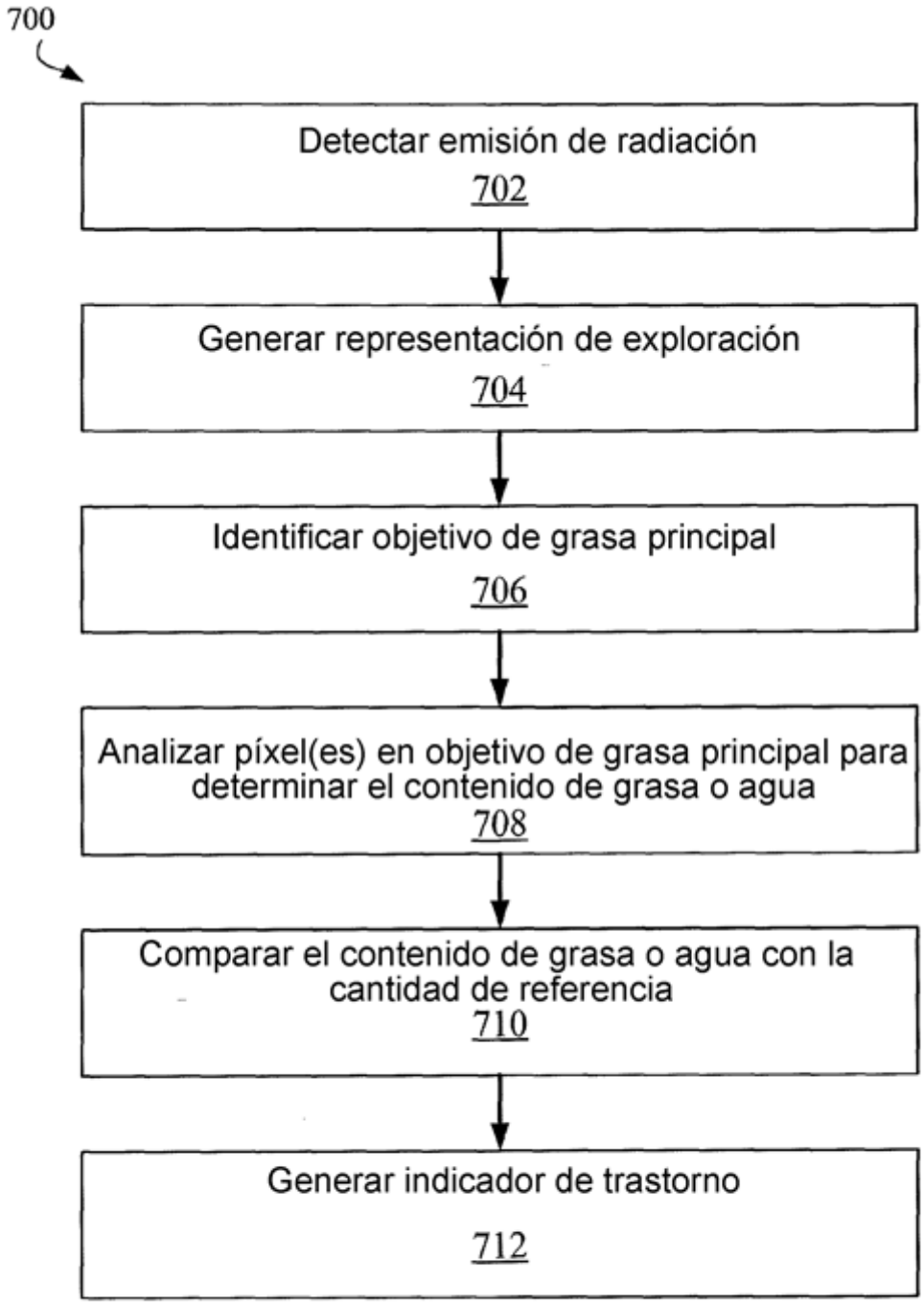
700
Detectar emisión de radiación
702
Generar representación de exploración
704
Identificar objetivo de grasa principal
706
Analizar píxel(es) en objetivo de grasa principal para determinar el contenido de grasa o agua
708
Comparar el contenido de grasa o agua con la cantidad de referencia
710
Generar indicador de trastorno
712

FIG. 7

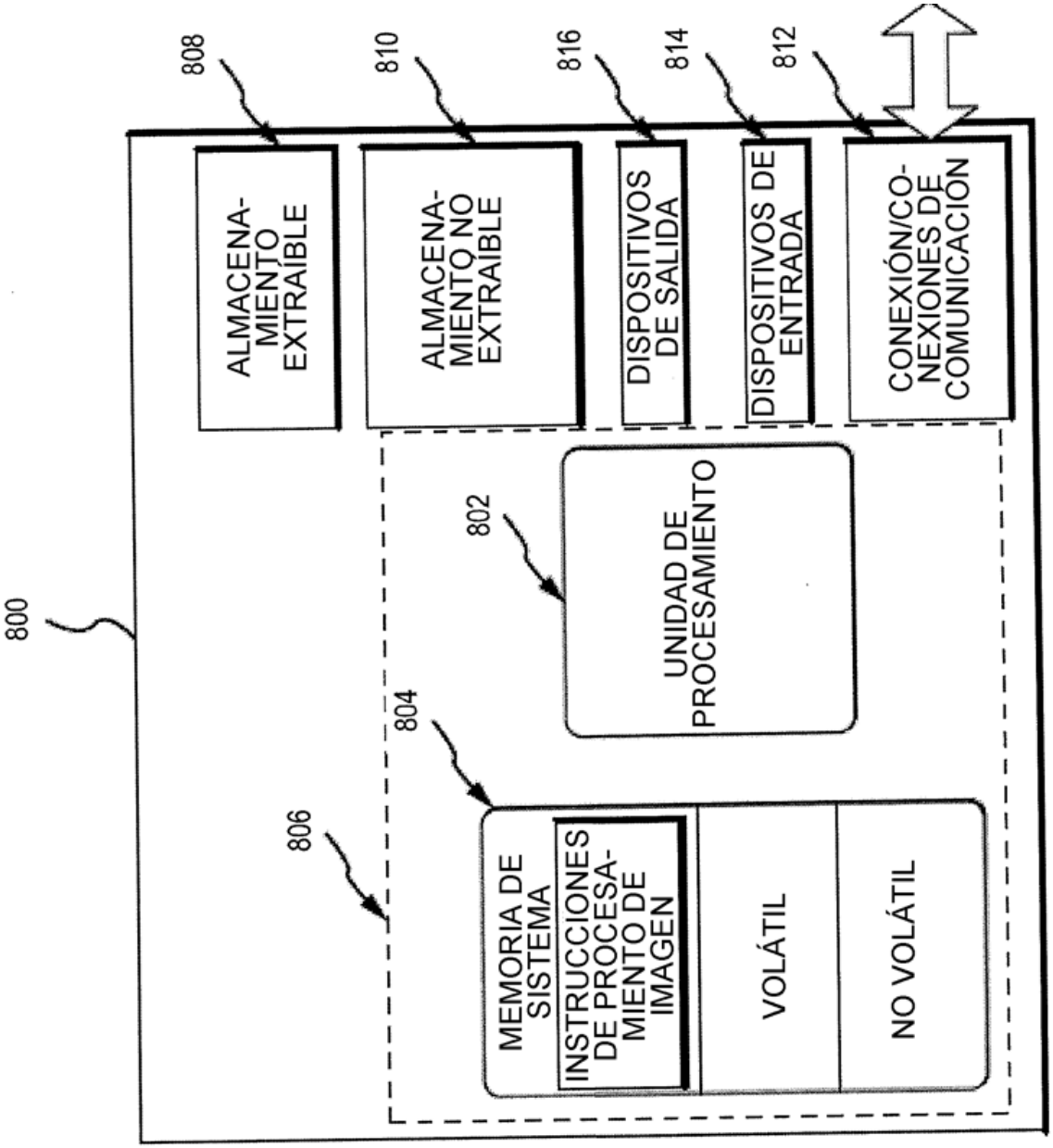
800
808
ALMACENA-
MIENTO
EXTRAIBLE
810
ALMACENA-
MIENTO NO
EXTRAIBLE
816
DISPOSITIVOS
DE SALIDA
814
DISPOSITIVOS DE
ENTRADA
812
CONEXIÓN/CO-
NEXIONES DE
COMUNICACIÓN
802
UNIDAD DE
PROCESAMIENTO
804
806
MEMORIA DE
SISTEMA
INSTRUCCIONES
DE PROCESA-
MIENTO DE
IMAGEN
VOLÁTIL
NO VOLÁTIL

FIG. 8

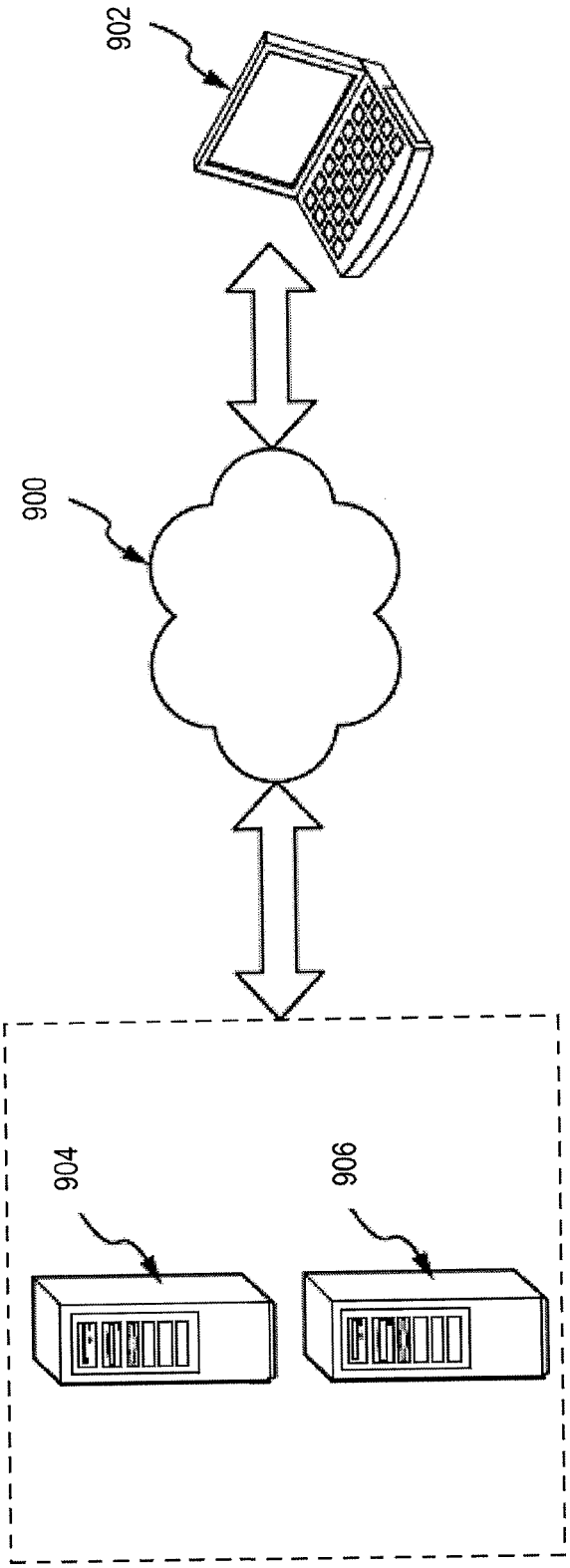

FIG. 9