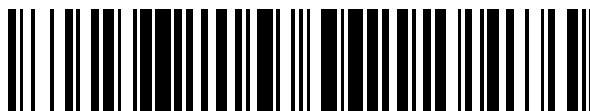


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 898 936**

51 Int. Cl.:

G06T 7/55

(2007.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **01.10.2018** **PCT/FR2018/052406**

87 Fecha y número de publicación internacional: **11.04.2019** **WO19069001**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **01.10.2018** **E 18792978 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.09.2021** **EP 3692499**

54 Título: **Procedimiento de imagen radiográfica, dispositivo de procesamiento de imagen radiográfica y dispositivo de imagen radiográfica**

30 Prioridad:

03.10.2017 FR 1759209

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

09.03.2022

73 Titular/es:

**PROTEOR (100.0%)
6 rue de la Redoute
21850 Saint-Apollinaire, FR**

72 Inventor/es:

**COLOBERT, BRIAC;
GESBERT, JEAN-CHARLES y
CARRÉ, VINCENT**

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 898 936 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

Procedimiento de imagen radiográfica, dispositivo de procesamiento de imagen radiográfica y dispositivo de imagen radiográfica

La invención se refiere a un procedimiento para la formación de imágenes radiográficas de una estructura tridimensional interna que forma parte de un objeto situado dentro de un campo de observación, un dispositivo para el procesamiento de imágenes radiográficas y un dispositivo de formación de imágenes por rayos X.

En particular, el procedimiento de formación de imágenes según la invención es adecuado para localizar un punto característico de una estructura interna en una imagen radiográfica.

En una realización, el procedimiento de formación de imágenes según la invención también es adecuado para calcular un modelo tridimensional de un objeto que se va a formar en un campo de observación.

Se conocen procedimientos de obtención de imágenes radiográficas para la reconstrucción tridimensional. A modo de ejemplo, la solicitud de patente francesa FR-A-2 810 769 describe un procedimiento en el que la forma tridimensional de un modelo que representa el objeto se calcula a partir de un modelo genérico conocido a priori del objeto. El usuario debe ubicar manualmente en cada una de las dos imágenes radiografiadas marcas de control pertenecientes a dicho objeto, las cuales pueden ser puntos, segmentos, líneas, arcos, contornos, aristas u otros, lo que requiere por su parte un conocimiento preciso de la anatomía para ubicar con precisión el control de puntos de referencia, tiempo y gran precisión. Después de este registro, se determina una posición geométrica de cada sistema de coordenadas en un punto de referencia tridimensional, luego se utiliza para calcular la forma del modelo a partir del modelo genérico conocido. Esta importante intervención humana a nivel de localización manual en las radiografías limita en particular la reproducibilidad de la reconstrucción cuando es realizada por personal no altamente especializado.

Existen procedimientos de imagen que buscan limitar la intervención de especialistas. Este es el caso del procedimiento descrito en el documento FR-A 2 856 170. El procedimiento descrito utiliza un volumen de confinamiento del objeto, estimado a partir de un patrón geométrico visible en dos imágenes, y a partir de la posición del objeto. Utiliza un modelo geométrico que comprende información que permite derivar, a partir de un estimador de objetos, una característica geométrica del modelo que representa al objeto.

El procedimiento descrito tiene el inconveniente de calcular la forma tridimensional del modelo a partir de puntos obtenidos únicamente mediante el procesamiento de imágenes radiográficas. Si los puntos se identifican incorrectamente, el modelo está distorsionado.

La tesis doctoral de Jean-Charles Gesbert: "Modélisation 3D du rachis scoliotique: fusion de données et personnalisation expérimentale", 2014, pages 1-162, describe el modelado 3D de la columna escoliótica mediante dos radiografías 2D y una envolvente 3D externa del objeto.

El documento EP 2 323 101 A2 describe la fusión de una imagen en 3D de la forma externa del cuerpo con una reconstrucción en 3D de una estructura interna.

La presente invención tiene como objetivo, en particular, proporcionar un procedimiento fiable en el que la intervención de especialistas sea limitada. En particular, un objetivo de la invención es facilitar y mejorar la identificación de estructuras anatómicas internas en una radiografía bidimensional. Otro objeto es proporcionar un procedimiento de formación de imágenes de reconstrucción tridimensional fiable y preciso de un objeto.

Con este fin, un primer objeto de la invención se refiere a un procedimiento para la formación de imágenes radiográficas de una estructura tridimensional interna que forma parte de un objeto ubicado dentro de un campo de observación.

Según la invención, el procedimiento comprende:

- a) recibir los primeros datos de imagen generados en un punto de referencia tridimensional, representativo de al menos una imagen radiográfica bidimensional de la estructura interna del objeto,
- b) recibir segundos datos de imagen generados en el punto de referencia, representativa de una imagen tridimensional de una envolvente externa del objeto,
- c) estimar a partir de los datos de la segunda imagen las coordenadas en el punto de referencia de las primeras marcas características de la estructura interna y, opcionalmente, el valor de al menos un parámetro característico de la estructura interna,
- d) calcular, en el punto de referencia, la forma tridimensional de un modelo que representa dicha estructura interna a partir de un modelo genérico conocido a priori de dicha estructura interna, comprendiendo este modelo genérico los puntos correspondientes a las primeras marcas de referencia, obteniéndose el modelo calculado por deformación del modelo genérico para que dicho modelo calculado siga una forma lo más cercana posible a una isometría del

modelo genérico manteniendo en coincidencia los puntos del modelo genérico deformado con los primeros puntos de referencia, y opcionalmente aplicando al modelo calculado el o los parámetros característicos de la estructura interna,

e) elegir al menos una segunda marca característica de la estructura interna a ubicar en la imagen radiográfica, y para cada segunda marca:

i) identificar un punto perteneciente al modelo calculado en el paso d) correspondiente al segundo punto de referencia,

(ii) calcular las coordenadas de una proyección de este punto en la imagen radiográfica,

iii) determinar a partir de los datos de la primera imagen las coordenadas de la segunda marca en la imagen radiográfica buscándola en una zona de búsqueda ubicada alrededor de las coordenadas de la proyección.

El objeto mencionado con anterioridad puede incluir en particular la columna vertebral, la pelvis o incluso la rodilla de un paciente, o más generalmente estar formado en cualquier parte o parte del cuerpo del paciente. En estos diferentes casos, las estructuras internas a observar pueden consistir en particular en los huesos del paciente incluidos en el campo de observación.

Los puntos de referencia mencionados con anterioridad son puntos de referencia anatómicos que pueden ser puntos, segmentos, líneas rectas, arcos, contornos, bordes o similares, o más generalmente estar constituidos en cualquier punto o elemento anatómico característico del cuerpo esqueleto del paciente. Opcionalmente, la primera y la segunda marcas pueden ser las mismas marcas.

Los parámetros característicos de la estructura interna pueden ser parámetros anatómicos de la estructura interna, como por ejemplo las dimensiones de los puntos de referencia anatómicos. A modo de ejemplo, la circunferencia de la cintura o la altura que separa la circunferencia de la cintura a nivel subaxilar son dimensiones morfológicas (medibles en la envoltura externa) que permiten estimar una dimensión anatómica de la estructura interna (ancho del hueso ilíaco, altura de las vértebras).

El procedimiento según la invención permite poca o ninguna intervención de un operador para localizar puntos anatómicos (segundos puntos de referencia) en una radiografía bidimensional, facilitando así esta localización y haciéndola más fiable. Esto se obtiene estimando la posición geométrica de las primeras marcas de referencia a partir de los datos de la imagen digital tridimensional de la envoltura externa, esta estimación permite adaptar un modelo genérico conocido a priori de la estructura interna a observar, que es luego se usa para ubicar los segundos puntos de referencia en una imagen de rayos X. Por lo tanto, la búsqueda de puntos de referencia en rayos X 2D (bidimensionales) se inicia mediante el escaneo 3D (tridimensional) de la capa exterior del objeto. De esta manera, los riesgos de identificación errónea de puntos de referencia en las radiografías son limitados. De hecho, estos puntos se buscan en áreas de búsqueda limitadas, definidas alrededor de las proyecciones de las marcas en un modelo calculado y no se definen únicamente procesando las imágenes radiográficas.

En otras palabras, la ubicación de los segundos puntos de referencia en las imágenes de rayos X utiliza una imagen digitalizada en 3D del objeto, explotada para corregir un modelo genérico existente. La proyección de este modelo corregido permite determinar una posición probable de los segundos puntos de referencia en una radiografía bidimensional. El procesamiento de la imagen radiográfica alrededor de cada posición probable hace posible localizar los segundos puntos de referencia de forma fiable. Por lo tanto, este procesamiento de imágenes requiere menos recursos porque se realiza en un área pequeña de la imagen de rayos X.

Tener en cuenta que el paso c) se realiza antes del paso (d), el paso (b) se realiza antes del paso (c) y que el paso (a) se puede realizar en cualquier momento antes del paso (e).

Los datos de imagen primera y segunda son, por ejemplo, datos representativos de las coordenadas de los puntos de una imagen 2D o 3D. Puede ser una señal eléctrica (señal de imagen).

Los segundos datos de imagen recibidos en el paso (b) se pueden generar mediante un sistema de imagen que comprende al menos un sensor óptico. Estos segundos datos de imagen pueden generarse ventajosamente mediante uno o más sensores ópticos, en particular no irradiantes o ionizantes, por ejemplo uno o más sensores de imagen ópticos, que convierten una señal luminosa en una señal eléctrica. La señal luminosa utilizada puede ser visible o no. Por ejemplo, se puede utilizar un sistema de formación de imágenes capaz de medir la profundidad óptica, por ejemplo, del tipo descrito en el documento WO 2007/043036.

En una realización, en el paso (c), la posición geométrica estimada de la pluralidad de primeros puntos de referencia se puede determinar determinando primero (c) (i) las coordenadas de los puntos de referencia. -punto de referencia dimensional, luego estimando (c) (ii) las coordenadas de los primeros puntos de referencia en el mismo punto de referencia de los marcos externos.

El paso (c) (i) puede obtenerse mediante cálculo usando un modelo matemático, o procesando los datos de la segunda imagen, estas marcas externas se marcan en la envoltura externa. Se entenderá que este marcado se realiza antes de la generación de los segundos datos de imagen recibidos en el paso (b).

5 El marcado manual que se utiliza al procesar datos de imagen puede ser un marcado pasivo. Puede consistir en colocar marcadores externos dibujados o pegados sobre la piel del paciente, por ejemplo que tengan una forma y/o color particular o que tengan una superficie reflectante capaz de reflejar un destello de luz.

10 Las marcas externas dibujadas o pegadas se pueden marcar manualmente, por ejemplo, designadas en la imagen escaneada en 3D por un operador, o automáticamente, por ejemplo, mediante un software de procesamiento de imágenes que permite diferenciar colores, intensidades de luz, etc. Una intervención humana es necesaria en este caso, pero sigue siendo limitada.

15 La marca también puede ser una marca activa, como el posicionamiento de transmisores en la piel del paciente, pudiendo posiblemente dichos transmisores emitir una señal característica de su posición susceptible de ser detectada por el sistema de imagen que permite digitalizar la carcasa exterior. Esta señal, por ejemplo una señal luminosa, en el rango visible o no, puede ser específica para cada marcador y/o emitirse puntualmente a intervalos de tiempo conocidos o durante una duración conocida. La intervención humana se limita entonces a colocar los marcadores en el paciente.

20 El paso (c) (ii) se puede implementar en particular mediante cálculo utilizando un modelo matemático. Entendemos que no es necesaria ninguna intervención humana cuando el paso (c) (i) también utiliza un modelo matemático, mejorando la reproducibilidad de la ubicación. Por ejemplo, podemos usar un modelo para localizar puntos de referencia internos (que pertenecen a la estructura interna) de la envoltura externa.

25 El procedimiento de formación de imágenes según la invención permite así localizar de forma fiable y casi automática puntos de referencia en una o más imágenes radiográficas.

30 Los primeros datos de imagen recibidos en el paso (a) se pueden generar mediante exploración moviendo al menos una fuente radiactiva en una dirección de traslación no paralela a una dirección de toma.

En general, las segundas marcas se eligen preferiblemente entre las marcas que se ubicarán en cada una de las dos imágenes radiográficas (también llamadas estéreo correspondientes) y, opcionalmente, entre las marcas que se ubicarán en una sola imagen radiográfica (también llamadas).

35 En una realización particular, durante el paso (a), se reciben los primeros datos de imagen representativos de dos imágenes radiográficas grabadas en dos direcciones de disparo no paralelas.

40 La recepción de datos de la primera imagen representativa de dos imágenes de rayos X capturadas en dos direcciones de disparo no paralelas se puede utilizar para la reproducción tridimensional de la estructura interna de un objeto.

45 Con este fin, durante el paso (e), los segundos marcadores se eligen entre los segundos marcadores (estéreo correspondiente) para ubicarlos en cada una de las dos imágenes radiográficas y, opcionalmente, de los segundos marcadores (marcadores no estéreo correspondientes) para ubicarse en una sola imagen radiográfica. El procedimiento comprende además:

50 f) calcular las coordenadas de las segundas marcas en el punto de referencia a partir de sus coordenadas en al menos una de las imágenes radiográficas determinadas en el paso (e),
g) corregir el modelo calculado en el paso (d) haciendo coincidir los puntos del modelo calculado correspondientes a las segundas marcas de referencia con las coordenadas de estas calculadas en el paso (f).

55 El modelo calculado a partir de un modelo genérico conocido a priori de la estructura interna se establece así inicialmente para ubicar las segundas marcas de referencia del objeto (paso (e) (iii)) en una o en las dos radiografías, luego simplemente se corrige para obtener un modelo tridimensional confiable de la estructura interna.

60 El uso de segundas señales estéreo correspondientes, es decir, visibles en las dos imágenes de rayos X, mejora la calidad del modelo corregido. La calidad del modelo corregido se puede mejorar aún más mediante el uso de otras segundas señales no estéreo correspondientes. El número de segundas marcas de referencia que se pueden utilizar para corregir el modelo se puede elegir de acuerdo con la naturaleza de la estructura interna que se va a representar. Por ejemplo, para una vértebra, el uso de diez puntos de referencia puede ser suficiente. En general, se utilizarán de 10 a 100 marcas de control.

65 Ventajosamente, en una realización, los primeros datos de imagen recibidos en el paso (a) se generan simultáneamente, escaneando, moviéndose en sincronismo, en la misma dirección de traslación no paralela a las direcciones de captura. Visto, dos fuentes radiactivas emitiendo dos haces de rayos ionizantes respectivamente en

las dos direcciones de disparo. Esto puede permitir generar datos de imágenes radiográficas en el mismo punto de referencia tridimensional, por ejemplo, después de una calibración adecuada de las fuentes radiactivas.

En una realización, los primeros datos de imagen y los segundos datos de imagen se generan simultáneamente. Los primeros y segundos datos de imagen pueden generarse entonces en el mismo punto de referencia tridimensional, por ejemplo, después de una calibración apropiada de los dispositivos de grabación de imágenes. Esto permite evitar realizar un registro de las diferentes imágenes en un mismo punto de referencia tridimensional y simplificar la implementación del procedimiento según la invención. Este depósito puede servir entonces como depósito de referencia para el procedimiento de la invención.

En otra realización, los primeros datos de imagen y los segundos datos de imagen se pueden generar en diferentes repositorios tridimensionales. En otras palabras, cada imagen o cada tipo de imagen se guarda en su propio repositorio tridimensional. Este es el caso, por ejemplo, cuando las imágenes se generan en diferentes momentos. En este caso, al menos uno de los pasos de recepción (a) y (b) comprende un paso de transformar los datos de imagen recibidos en el depósito de referencia.

Este paso de transformación se puede realizar, por ejemplo, mediante una matriz de transformación que permite pasar de un repositorio a otro. Esta matriz de transformación se puede determinar de modo que los elementos comunes a los primeros datos de imagen y los segundos datos de imagen coincidan en el punto de referencia elegido. Estos elementos comunes pueden ser parte de la imagen como, por ejemplo, el contorno de las imágenes o ser marcadores radiopacos de dimensiones conocidas colocados en el objeto a fotografiar antes de la generación de los datos de la imagen.

Así, en general, los primeros datos de imagen se pueden generar en un primer repositorio tridimensional, los segundos datos de imagen se pueden generar en un segundo repositorio tridimensional. En una variante, el primer y segundo puntos de referencia tridimensionales pueden ser un punto de referencia único y único, por ejemplo, un punto de referencia único y único. En otra variante, el primer y segundo puntos de referencia tridimensionales pueden ser puntos de referencia diferentes. En el último caso, al menos uno de los pasos de recepción (a) y (b) comprende un paso de transformar los datos de imagen recibidos para expresar el primero y el segundo datos de imagen en el mismo punto de referencia, que puede corresponder a uno del primer y segundo repositorios o que puede ser otro repositorio elegido como referencia.

El procedimiento de formación de imágenes según la invención puede comprender además un paso de transmisión de datos, en particular a un dispositivo de visualización. Estos datos pueden ser:

- primeros y/o segundos datos de imagen, que hacen posible ver la imagen o imágenes radiográficas/3D en una pantalla;
- datos representativos de las coordenadas de las primeras marcas de referencia,
- datos representativos de las coordenadas de cada segunda marca determinada en el paso (e) iii), que permite visualizar en una pantalla la posición de las segundas marcas, en particular en la imagen o imágenes radiográficas, y,
- en su caso, datos representativos del modelo corregido calculado en el paso (g), que permite visualizar una reconstrucción 3D de la estructura interna.

La visualización de la reconstrucción en 3D se puede separar de las otras vistas.

También se propone un dispositivo de procesamiento de imágenes radiográficas que comprende medios dispuestos para realizar los pasos del procedimiento de formación de imágenes según la invención.

En particular, el dispositivo de procesamiento de imágenes radiográficas comprende:

- medios de recepción de datos de imagen para recibir primeros datos de imagen generados en un punto de referencia tridimensional representativo de al menos una imagen radiográfica bidimensional de la estructura interna del objeto, y segundos datos de la imagen generada en un punto de referencia tridimensional representativo de una imagen tridimensional de una envolvente externa del objeto,
- los medios de procesamiento conectados a los medios de recepción dispuestos para realizar al menos los pasos c) a e) descritos con anterioridad del procedimiento según la invención,
- opcionalmente, medios de transmisión, en particular a un dispositivo de visualización.

Este dispositivo de procesamiento de imágenes puede incluir o estar integrado en uno o más procesadores, por ejemplo microcontroladores, microprocesadores u otros.

Los medios de recepción son, por ejemplo, un puerto de entrada, un pin de entrada, un dispositivo de conexión inalámbrica (por ejemplo, usando tecnología "Bluetooth", "Near Field Communication" o "WIFI") u otros. Los medios de procesamiento pueden comprender, por ejemplo, un núcleo de procesador o CPU (que significa "Unidad de procesamiento central"). Los medios de transmisión pueden comprender, por ejemplo, un puerto de salida, un pin de

salida, un dispositivo de conexión inalámbrica (por ejemplo, usando "Bluetooth", "Near Field Communication" o tecnología "WIFI") u otros.

Los medios de procesamiento también pueden disponerse para realizar los pasos (f) y (g) descritos con anterioridad.

El dispositivo de procesamiento de imágenes también puede incluir medios de almacenamiento conectados a los medios de procesamiento.

También se propone un dispositivo para la formación de imágenes radiográficas de una estructura tridimensional interna que forma parte de un objeto que comprende:

- un primer sistema de formación de imágenes radiográficas dispuesto para tomar al menos una imagen radiográfica bidimensional de la estructura interna del objeto por medio de al menos una fuente radiactiva y generar en un punto de referencia tridimensional datos de primera imagen representativos de la imagen radiográfica tomada,
- un segundo sistema de imágenes que comprende al menos un sensor óptico, dispuesto para tomar una imagen tridimensional de una envolvente externa del objeto y generar segundos datos en un marco tridimensional de imagen de referencia representativa de esta imagen,
- el dispositivo de procesamiento de imágenes radiográficas de acuerdo con la invención conectado al primer y segundo sistema de formación de imágenes para recibir los primeros y segundos datos de imagen.

También se propone un producto de programa informático que comprende instrucciones o porciones de código para ejecutar los pasos del procedimiento de formación de imágenes descrito con anterioridad cuando estas instrucciones son ejecutadas por un dispositivo de procesamiento de imágenes radiográficas, en particular el de la invención, que comprende en particular un procesador. Este programa puede, por ejemplo, almacenarse en un medio de memoria del tipo de disco duro, descargarse o similar.

Otras características y ventajas de la invención resultarán evidentes a partir de la siguiente descripción de una de sus realizaciones, dada a modo de ejemplo no limitativo, con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

- la Figura 1 es una vista esquemática de un dispositivo de formación de imágenes radiográficas según una realización de la invención, que permite realizar una vista frontal y una vista lateral mediante radiografía del paciente y realizar un escaneo 3D de la capa exterior del paciente,
- la Figura 2 es una representación esquemática de una imagen escaneada en 3D de la capa exterior del paciente,
- la Figura 3 es una representación similar a la Figura 2 en la que se representan referencias externas,
- la Figura 4 es una representación esquemática de un modelo 3D genérico de un esqueleto,
- la Figura 5 es una representación esquemática de un modelo 3D calculado del esqueleto del paciente y sus proyecciones en las imágenes radiográficas,
- las Figuras 6a y 6b son representaciones esquemáticas en sección transversal que muestran la deformaciones del modelo 3D,
- la Figura 7 muestra las proyecciones de los puntos en una radiografía y un área de búsqueda,
- la Figura 8 muestra un modelo 3D reconstruido del esqueleto del paciente.

La Figura 1 representa un dispositivo 1 de formación de imágenes radiográficas, en particular para la reconstrucción tridimensional, que comprende un marco móvil 2 que se puede mover verticalmente de forma motorizada sobre guías verticales 3, en una dirección de traslación 4.

Este marco rodea un campo de observación 5 en el que un paciente P puede tener lugar, por ejemplo de pie, lo que permite observar la posición de los huesos del esqueleto de este paciente en pie, lo que puede ser importante por ejemplo para pacientes con escoliosis. Por supuesto, el paciente podría estar sentado si fuera necesario.

El marco móvil 2 lleva una primera fuente radiactiva 6a y una segunda fuente radiactiva 6b. Cada fuente radiactiva 6a, 6b está asociada con un detector 7a, 7b, respectivamente, que se coloca frente a la fuente 6a, 6b, más allá del campo de observación 5. Cada detector 7a, 7b comprende al menos una línea horizontal 8a, 8b de celdas de detección. Las fuentes 6a, 6b y los detectores 7a, 7b forman parte de un primer sistema 6 de formación de imágenes radiográficas.

Las fuentes radiactivas 6a, 6b son adecuadas para emitir rayos ionizantes, en particular rayos X, en las direcciones de disparo 9a, 9b respectivamente, pudiendo ser detectada esta radiación ionizante por los detectores 7a, 7b. La dirección de toma 9a es anteroposterior con respecto al paciente P mientras que la dirección de toma 9b es lateral con respecto al paciente P.

Convencionalmente, la radiación ionizante emitida por las fuentes 6a, 6b pasa cada una a través de una hendidura horizontal 10a, 10b formada en una retícula 11a, 11b, como una placa de metal, para generar un haz horizontal 12a, 12b de agentes ionizantes de radiación en el campo de observación 5.

Por supuesto, las fuentes radiactivas y los detectores podrían ser más de 2, y las direcciones de disparo de estas diferentes fuentes radiactivas podrían, si fuera necesario, no ser perpendiculares entre sí, ni siquiera horizontales.

El dispositivo comprende además al menos un sensor óptico 13 para realizar la digitalización externa del paciente P. Se puede utilizar cualquier tipo de sensor óptico de imagen, como sensores CCD (Couple Charge Device) y CMOS (Complementary Metal Oxyde Semiconductor) o sensores capaces de medir la profundidad óptica. Sin embargo, tenga en cuenta que es preferible utilizar un sensor óptico con alta precisión y resolución de malla.

En el ejemplo, este sensor óptico 13 está montado en una de las guías verticales 3. Además, el paciente está de pie sobre una placa 14 que puede girar por medio de un motor. Por lo tanto, se puede tomar una imagen 3D del paciente girando la placa 14 a 360°. Esta imagen 3D podría tomarse colocando varios sensores ópticos 13 alrededor del paciente P en lugar de girarlo. Se podrían utilizar, por ejemplo, 5 o 6 sensores ópticos distribuidos alrededor del paciente para digitalizar la envoltura exterior del paciente P, en particular simultáneamente con la toma de radiografías. En otra variante, la imagen 3D podría tomarse moviendo un solo sensor óptico 13 alrededor del paciente, ya sea de forma manual o automática mediante un brazo motorizado, un raíl o similar.

Los sensores ópticos 13 son parte de un segundo sistema de formación de imágenes 15.

Los dos detectores 7a, 7b y el sensor óptico 13 están conectados a un dispositivo 20 de procesamiento de imágenes radiográficas, por ejemplo un microordenador u otro sistema de control electrónico como, por ejemplo, uno o más procesadores de tipo microprocesador, microcontrolador u otro.

El microordenador 20 comprende medios para ejecutar un programa informático adecuado para implementar el procedimiento descrito en la presente invención. Por lo tanto, comprende un medio 21 de recepción de datos de imagen para recibir datos de imagen representativos de una o más imágenes radiográficas y de una imagen tridimensional de una envoltura externa del objeto. También comprende medios de procesamiento 22 conectados a los medios de recepción 21 dispuestos para llevar a cabo los pasos (c) a (g) descritas con anterioridad del procedimiento según la invención. Finalmente, comprende un medio de transmisión 23, en particular a un dispositivo de visualización 24, aquí una pantalla, conectado al medio de procesamiento 22. También puede incluir un medio de almacenamiento 25 conectado al medio de procesamiento 22, que puede ser una memoria de acceso aleatorio o RAM. (que significa "memoria de acceso aleatorio"), una EEPROM (que significa "memoria de solo lectura programable y borrable eléctricamente"), u otros. Estos medios de almacenamiento pueden, en particular, memorizar los distintos modelos y datos, y posiblemente el programa informático.

El microordenador 20 también está equipado aquí con: una interfaz de entrada que comprende al menos un teclado 26 y generalmente un mouse (no mostrado), y una interfaz de salida que comprende al menos la pantalla 24 y generalmente una impresora (no mostrada).

El microordenador 20 también se puede conectar a los medios de accionamiento motorizados (no mostrados) contenidos en las guías 3 y en el plato giratorio 14, a las fuentes 6a, 6b y al sensor óptico 13, para controlar por un lado el desplazamiento vertical del marco 2 y la emisión de radiación ionizante y por otro lado la rotación de la plataforma giratoria 14 y el funcionamiento del sensor óptico 13.

Los detectores 7a, 7b pueden ser por ejemplo detectores de gas sensibles a bajas dosis de radiación, por ejemplo del tipo descrito en los documentos FR-A-2 749 402 o FR-A-2 754 068. Por supuesto, otros tipos de detectores posiblemente podrían usarse en el contexto de la presente invención. La detección se puede realizar mediante un detector puramente lineal (una línea de imagen a la vez) o mediante un detector de matriz de cualquier relación de aspecto.

El funcionamiento del dispositivo que se acaba de describir se detalla ahora con referencia a las Figuras 2 a 8.

Mediante el microordenador 20, se toman dos radiografías digitales I2Da, I2Db del paciente P, por ejemplo escaneando el campo de observación 5 con los haces de radiación ionizante 12a, 12b sobre una altura correspondiente a la altura de la zona del paciente que se va a observar, por ejemplo la columna vertebral y la pelvis, o incluso todo el esqueleto. Para ello, el bastidor 2 es preferiblemente móvil a una altura suficiente, por ejemplo 70 cm o más, o incluso 1 metro o más. Tras una calibración adecuada de las fuentes 6a, 6b y de los detectores 7a, 7b, el sistema de imágenes de rayos X 6 genera unos primeros datos de imagen de las dos imágenes de rayos X en el mismo punto de referencia tridimensional.

Antes o después de tomar las imágenes radiográficas digitales, aún por medio del microordenador 20, se toma una imagen digital tridimensional I3D (figura 2) de la envoltura externa del paciente P mediante rotación, en particular en 360°, la placa 14 soporta al paciente P. El segundo sistema de formación de imágenes 15 genera entonces una segunda imagen de datos en un segundo punto de referencia tridimensional diferente al anterior, no pudiendo los disparos ser simultáneos. Entonces es necesario transformar el primer o segundo datos de imagen para expresarlos en el mismo punto de referencia, que puede ser uno de los puntos de referencia en los que se generan los primeros o segundos datos de imagen u otro punto de referencia. Esta transformación se puede llevar a cabo (por los medios

de procesamiento 22) por medio de una matriz de transformación como se describió con anterioridad. Para tomar esta imagen digital 3D simultáneamente con las radiografías, en lugar de usar un tocadiscos, se podrían usar varios sensores ópticos 13 dispuestos alrededor del paciente P. Una calibración adecuada de las fuentes 6a, 6b y del sensor óptico 13 permitiría generar los datos de imagen primera y segunda en el mismo punto de referencia tridimensional.

Las imágenes digitales I2Da, I2Db, I3D de la parte examinada del paciente se transmiten al medio de tratamiento 22. Opcionalmente se pueden guardar en la memoria del microordenador 20 y visualizarlas en la pantalla 24 del microordenador. En el ejemplo, las imágenes de rayos X digitales I2Da, I2Db son imágenes anteroposterior y lateral (Fig. 5).

Luego estimamos una posición geométrica en el punto de referencia 3D de uno o más puntos de interés (primeros marcos) que pertenecen a la estructura interna. Estas primeras marcas son características de la estructura interna.

Esta estimación implica preferiblemente estimar la posición geométrica de las marcas externas, es decir, de las marcas que forman parte de la envolvente externa. La ubicación de puntos de referencia externos en la capa exterior del objeto tiene la ventaja de permitir una estimación sin radiación de la estructura interna de este objeto.

La estimación de la posición geométrica de las marcas de referencia externas es preferiblemente automática, por ejemplo utilizando procedimientos conocidos, como los descritos por Michonski et al. (Automatic recognition of surface landmarks of anatomical structures of back and posture. J Biomed Opt. 2012 May;17(5):056015).

Las curvaturas gaussianas también pueden usarse para identificar marcas de referencia externas que luego pueden usarse para estimar la posición de las primeras marcas de referencia internas.

Como se muestra en la Figura 3, podemos identificar preferentemente los siguientes puntos de referencia externos: R1: vértebras prominentes de C7, R2: parte superior del pliegue interglúteo, R3 y R4: hombros izquierdo y derecho (puntos inmediatamente verticales a los pliegues subaxilares), R5 y R6: pliegues subaxilares izquierdo y derecho, R7, R8: puntos de cintura izquierdo y derecho, R9, R10: espinas ilíacas superiores posteriores izquierda y derecha, R11, R12 ángulos inferiores de la escápula izquierda y derecha.

Los parámetros anatómicos, como las dimensiones de las vértebras y las estructuras óseas, pueden estimarse mediante ecuaciones de regresión vinculadas a mediciones antropométricas externas, como describen, por ejemplo, Bertrand et al., Estimación de las dimensiones externas e internas del cuerpo humano a partir de unas pocas mediciones externas, Journal of Musculoskeletal Research, Vol. 12, No. 4(2009) 191-204). Tal estimación de las longitudes características de los puntos de referencia anatómicos de la estructura interna permite calcular la posible posición de este punto de referencia interno (aquí llamado el primer punto de referencia).

Varios estudios también han propuesto relaciones externas-internas para estimar los centros de los cuerpos vertebrales desde la superficie externa (The prediction of lumbar spine geometry: method development and validation. Campbell-Kyureghyan N, Jorgensen M, Burr D, Marras W. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2005 Jun;20(5):455-64).

También se pueden considerar diferentes leyes de transformación no rígidas para estimar la posición de los puntos de referencia de la estructura interna (Seo et al. An automatic modeling of human bodies from sizing parameters. In: SI3D '03: Proceedings of the 2003 symposium on Interactive 3D graphics, New York, NY, USA, ACM Press (2003) 19-26).

El procedimiento se presenta aquí con referencia a la columna, pero un procedimiento similar también podría usarse para una estructura interna simple de la que uno tendría conocimiento a priori, como un hueso simple, como una sola vértebra, un ligamento estructura, o similar, o un conjunto de estructuras anatómicas tales como una extremidad superior o inferior, o similar. Luego usaremos otros puntos de referencia anatómicos adaptados a las estructuras que se observarán/fotografiarán. Además, dependiendo de la estructura interna a observar/fotografiar, el escaneo de la envoltura externa se puede realizar en todo el cuerpo del paciente o en una parte limitada del cuerpo (solo la parte posterior del tronco, por ejemplo).

Tan pronto como se estimen las coordenadas (en el punto de referencia) de los primeros hitos y posiblemente se hayan estimado los valores de los parámetros anatómicos, podemos calcular la forma tridimensional de un modelo que representa el estructura de un modelo genérico del mismo.

Para ello, disponemos de modelos genéricos de las estructuras internas representadas en las imágenes radiográficas, en particular de las vértebras, pero posiblemente también de otras estructuras anatómicas internas, como ligamentos u otras. Estos modelos se pueden guardar en el microordenador 20.

Un modelo genérico, por ejemplo, establecido a partir de una base de datos, puede definirse como una malla de unos pocos cientos a unos cientos de miles de puntos de una estructura.

Estos modelos genéricos se establecen, por ejemplo, a partir de bases de datos que contienen datos relacionados con referencias particulares de la estructura. Estos datos pueden incluir posiciones de puntos característicos de la estructura, longitudes características de la estructura o incluso segmentos, líneas o arcos característicos de la estructura y/o contornos y bordes de la estructura. Para una vértebra, la base contiene, por ejemplo, la posición de alrededor de veinte puntos característicos de la vértebra, longitudes características de la vértebra.

La base de datos también puede contener datos relacionados con la ubicación relativa de la estructura interna en el esqueleto del sujeto del que se originó.

En el caso de una vértebra, esta es, por ejemplo, la orientación angular de la vértebra y la curvatura de la columna al nivel de la vértebra.

Es posible establecer clasificaciones de objetos en diferentes categorías con el fin de distinguir datos característicos de individuos sanos o que padecen una patología, y/o características de peso, altura, edad o cuerpo. Cualquier otro tipo de parámetro de un individual.

Un modelo genérico puede incluir, por ejemplo, datos estadísticos (medias, varianzas, etc.) para cada parámetro de la base de datos, o bien ecuaciones matemáticas que permitan determinar para un objeto dado la ubicación de puntos característicos a partir del valor de los parámetros del estimador de este objeto.

En una realización, la forma tridimensional de un modelo que representa la estructura interna se calcula a partir de un modelo genérico del mismo, por ejemplo, parametrizando este último mediante las primeras marcas de referencia y posiblemente de los parámetros estimados, preferiblemente de forma automática, a partir de la imagen digital I3D de la envolvente externa.

La Figura 4 representa esquemáticamente el modelo genérico M de la estructura ósea del sujeto, la Figura 5 muestra el modelo calculado M1 obtenido por parametrización del modelo M. La escoliosis del sujeto observado es así visible en el modelo calculado M1.

Esta parametrización del modelo genérico M se puede lograr modificando las dimensiones del modelo genérico de acuerdo con los parámetros anatómicos.

Por ejemplo, el procedimiento descrito por Hwang et al. ("Rapid Development of Diverse Human Body Models for Crash Simulations through Mesh Morphing", SAE Technical Paper 2016-01-1491, 2016).

Para ello, las coordenadas de uno o más puntos del modelo genérico M correspondientes a las primeras marcas de referencia se hacen corresponder con las coordenadas de estas primeras marcas de referencia estimadas a partir de los datos de la imagen I3D. Este posicionamiento se puede lograr con respecto a las posiciones de las vértebras asociadas con cada par de costillas. Luego, el modelo genérico se deforma geoméricamente manteniendo las longitudes para corresponder a las restricciones dadas por la envolvente externa. También se puede utilizar un modelo mecánico en este paso (Closkey, R. F., Schultz, A. B. and Luchies, C. W. (1992) A model for studies of the deformable rib cage. Journal of Biomechanics, 25, 529-539).

Por ejemplo, cuando la estructura a fotografiar es la cuadrícula costal, primero se hace el modelo genérico M a las dimensiones del paciente mediante los primeros hitos y los parámetros anatómicos para obtener un modelo M', luego, se coloca dentro de la imagen escaneada I3D de la capa exterior con respecto a las posiciones de las vértebras asociadas con cada par de costillas, como se muestra en la Figura 6a. El modelo M' está entonces en el mismo punto de referencia que la imagen I3D de la envolvente externa. En esta Figura 6a, la letra "V" designa una vértebra, a la que están conectadas las nervaduras C1 y C2. La línea continua corresponde a la imagen de la envolvente I3D exterior, mientras que las líneas punteadas corresponden al modelo M'. Las nervaduras C1, C2 del modelo M' se deforman geoméricamente manteniendo sus longitudes para corresponder a las restricciones dadas por la forma externa del tronco, en particular las gibosidades torácicas, como se muestra en la Figura 6b. De este modo obtenemos un modelo 3D calculado M1 de la estructura interna que se va a observar/visualizar. Durante este paso, se pueden utilizar las técnicas de animación de rigging (deformación del esqueleto por cinemática directa o inversa) y skinning (asociación de cada hueso del esqueleto a una porción de la piel) (remodelación de Avatar y rigging automático utilizando un modelo deformable. Feng A., Casas D., Shapiro A., Proceeding MIG '15 Proceedings of the 8th ACM SIGGRAPH Conference on Motion in Games p 57-64).

A continuación, se procede a la proyección del modelo 3D calculado M1 en cada una de las imágenes radiografiadas I2Da, I2Db (Fig. 5). Esta proyección permite la identificación de hitos anatómicos (segundos hitos) en radiografías 2D sin requerir procesamiento de imágenes, lo que permite acelerar este registro y hacerlo más confiable. La elección de segundas marcas puede ser automática o manual con la designación de un operador. Estas segundas marcas pueden ser iguales o no a las primeras.

La proyección utilizada es, por ejemplo, una proyección lineal. Esta proyección se puede realizar mediante la técnica DLT (acrónimo de "Direct Linear Transformation", Transformación Lineal Directa). También es posible modificar las ecuaciones de la técnica DLT haciendo una simplificación. Por proyección del modelo M1, obtenemos así las coordenadas 2D estimadas de las segundas marcas de referencia en cada imagen radiografiada I2Da, I2Db. Esta estimación inicial se refina luego (paso (e) (iii)), definiendo una zona de búsqueda ubicada alrededor de la proyección de la segunda marca del modelo calculado en la imagen radiografiada. La Figura 7 muestra las proyecciones de una pluralidad de estos puntos P_i en una radiografía, donde i es un número entero que representa varios puntos. Por razones de claridad, solo se muestran algunos puntos P1, P2, P3. La zona Z1 corresponde a la zona de búsqueda de la marca de proyección P1.

Este paso comienza, por ejemplo, con una segmentación de los ROI (Región de interés).

A continuación, se pueden aplicar filtros para identificar áreas de densidades fuertes negativas y positivas (filtro orientado). Un filtro Canny aplicado a estas ROI permite determinar los contornos que se pueden utilizar mediante la técnica de transformación de Hough generalizada (utilizando un modelo de vértebra).

Alternativamente, en lugar de utilizar los filtros orientados y Canny, la mejora de las estimaciones iniciales se puede realizar automáticamente mediante un procedimiento de contorno activo como el flujo de vector de gradiente (GVF) (Moura et al., Fast 3D reconstruction of the spine from biplanar radiographs using a deformable articulated model. Med Eng Phys. 2011 Oct;33(8):924-33).

Cuando las proyecciones 2D del modelo 3D M1 se han optimizado aprovechando los datos radiográficos, se puede reconstruir el modelo 3D M1. Para ello, el modelo M1 se corrige, por ejemplo, mediante Transformación Lineal Directa (DLT) utilizando los mismos pares de puntos (con sus coordenadas actualizadas) que durante la proyección (segundas marcas de referencia). A continuación, se obtiene un modelo M2 reconstruido (Fig. 8).

Esta reconstrucción se lleva a cabo utilizando segundas referencias que son estereocorrespondientes. La geometría epipolar, utilizando las correspondientes marcas de referencia no estéreo, también se puede utilizar para obtener una reconstrucción más precisa del modelo M2 (procedimiento de tipo NSCP (punto correspondiente no estéreo)). Por ejemplo, después de la reconstrucción de los puntos estéreo correspondientes, se inicializa el modelo M2. Los puntos no estéreo correspondientes del modelo M2 se proyectarán únicamente en una de las dos vistas radiográficas (I2Da o I2Db) en las que se sabe que la búsqueda será posible. El modelo M2 se actualiza integrando los puntos no estéreo correspondientes.

La presente invención permite así reconstruir un modelo 3D preciso de una estructura interna limitando la dosis de radiación emitida hacia el campo de observación.

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento de obtención de imágenes radiográficas de una estructura interna tridimensional que forma parte de un objeto ubicado dentro de un campo de observación, comprendiendo el procedimiento:

a) recibir los primeros datos de imagen generados en un punto de referencia tridimensional, representativos de al menos una imagen radiográfica bidimensional de la estructura interna del objeto,
b) recibir los segundos datos de imagen generados en el punto de referencia, representativos de una imagen tridimensional de una envolvente externa del objeto, caracterizado porque comprende los pasos de:

c) estimar a partir de los segundos datos de imagen las coordenadas en el punto de referencia de las primeras marcas características de la estructura interna y, opcionalmente, el valor de al menos un parámetro característico de la estructura interna,

d) calcular, en el punto de referencia, la forma tridimensional de un modelo que representa dicha estructura interna a partir de un modelo genérico conocido a priori de dicha estructura interna, comprendiendo este modelo genérico los puntos correspondientes a las primeras marcas de referencia, obteniéndose el modelo calculado por deformación del modelo genérico para que dicho modelo calculado siga una forma lo más cercana posible a una isometría del modelo genérico manteniendo en coincidencia los puntos del modelo genérico deformado con las primeras marcas de referencia, y opcionalmente aplicando al modelo calculado el o los parámetros característicos de la estructura interna,

e) elegir al menos una segunda marca característica de la estructura interna para ubicar en la imagen radiográfica, y para cada segunda marca característica:

i) identificar un punto perteneciente al modelo calculado en el paso d) correspondiente a la segunda marca característica,

(ii) calcular las coordenadas de una proyección de este punto en la imagen radiográfica,

iii) determinar a partir de los primeros datos de imagen las coordenadas de la segunda marca característica en la imagen radiográfica buscándola en una zona de búsqueda ubicada alrededor de las coordenadas de la proyección.

2. procedimiento de obtención de imágenes radiográficas de una estructura interna tridimensional que forma parte de un objeto ubicado dentro de un campo de observación, comprendiendo el procedimiento:

a) recibir los primeros datos de imagen generados en un punto de referencia tridimensional, representativos de al menos una imagen radiográfica bidimensional de la estructura interna del objeto,

b) recibir los segundos datos de imagen generados en otro punto de referencia tridimensional, representativos de una imagen tridimensional de una envolvente externa del objeto, en donde al menos uno de los pasos de recepción (a) y (b) comprende un paso de transformación de los datos de imagen recibidos para expresar los primeros y segundos datos de imagen en el mismo punto de referencia, caracterizado porque comprende los pasos que consisten en:

c) estimar a partir de los segundos datos de imagen las coordenadas en el punto de referencia de las primeras marcas características de la estructura interna y, opcionalmente, el valor de al menos un parámetro característico de la estructura interna,

d) calcular, en el punto de referencia, la forma tridimensional de un modelo que representa dicha estructura interna a partir de un modelo genérico conocido a priori de dicha estructura interna, comprendiendo este modelo genérico los puntos correspondientes a las primeras marcas características, obteniéndose el modelo calculado por deformación del modelo genérico para que dicho modelo calculado siga una forma lo más cercana posible a una isometría del modelo genérico manteniendo en coincidencia los puntos del modelo genérico deformado con las primeras marcas características, y opcionalmente aplicando al modelo calculado los parámetros característicos de la estructura interna,

e) elegir al menos una segunda marca característica de la estructura interna para ubicar en la imagen radiográfica, y para cada segunda marca característica:

i) identificar un punto perteneciente al modelo calculado en el paso d) correspondiente a la segunda marca característica,

(ii) calcular las coordenadas de una proyección de este punto en la imagen radiográfica,

iii) determinar a partir de los primeros datos de imagen las coordenadas de la segunda marca característica en la imagen radiográfica buscándola en una zona de búsqueda ubicada alrededor de las coordenadas de la proyección.

3. Procedimiento de formación de imágenes de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, en donde los segundos datos de imagen recibidos en el paso b) son generados por un sistema de formación de imágenes que comprende al menos un sensor óptico.

4. Procedimiento de formación de imágenes de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en donde el paso c) comprende:

(i) la determinación de las coordenadas de las marcas características externas colocadas en la envoltente externa en el punto de referencia, obtenida:

por cálculo utilizando un modelo matemático, o

5 procesando los segundos datos de imagen, estando marcadas estas marcas características externas en la envoltente externa,

(ii) la estimación de las coordenadas de las primeras marcas características en el mismo punto de referencia a partir de las marcas características externas.

10 5. Procedimiento de formación de imágenes de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en donde los primeros datos de imagen recibidos en el paso (a) se generan mediante exploración moviendo al menos una fuente radiactiva en una dirección de traslación, no paralela a una dirección de toma.

15 6. Procedimiento de formación de imágenes de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde, durante el paso a), se reciben los primeros datos de imagen representativos de dos imágenes radiográficas grabadas en dos direcciones de toma no paralelas.

20 7. Procedimiento de formación de imágenes de acuerdo con la reivindicación 6, en donde, durante el paso e), las segundas marcas características se seleccionan de las segundas marcas características para ubicarlas en cada una de las dos imágenes radiográficas, y opcionalmente, las segundas marcas características, para ubicarlas en una única imagen radiográfica, en donde el procedimiento comprende, además:

25 f) calcular las coordenadas de las segundas marcas características en el punto de referencia a partir de sus coordenadas en al menos una de las imágenes radiográficas determinadas en el paso e),

g) corregir el modelo calculado en el paso d) haciendo coincidir los puntos del modelo calculado correspondientes a las segundas marcas características con las coordenadas de estas calculadas en el paso f).

30 8. Procedimiento de formación de imágenes de acuerdo con la reivindicación 7, en donde los primeros datos de imagen recibidos en el paso a) se generan simultáneamente, en particular en el mismo punto de referencia tridimensional, mediante escaneo, moviéndose en sincronismo, en la misma dirección de traslación no paralela a las direcciones de toma, en donde dos fuentes radiactivas emiten dos haces de rayos ionizantes respectivamente en las dos direcciones de toma.

35 9. Procedimiento de formación de imágenes de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 o 3 a 8 cuando no dependen de la reivindicación 2, en donde los primeros datos de imagen y los segundos datos de imagen se generan simultáneamente, en particular en el mismo punto de referencia tridimensional.

40 10. Procedimiento de formación de imágenes de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, que comprende, además:

un paso de transmitir, en particular a un dispositivo de visualización, datos elegidos entre los primeros datos de imagen, los segundos datos de imagen, datos representativos de las coordenadas de las primeras marcas características, datos representativos de las coordenadas de cada segunda marca características determinada en el paso e)iii) y, en su caso, datos representativos del modelo corregido calculado en el paso g).

45 11. Dispositivo de procesamiento de imágenes radiográficas (20) que comprende:

50 - medios (21) de recepción de datos de imagen para recibir primeros datos de imagen generados en un punto de referencia tridimensional, representativos de al menos una imagen radiográfica bidimensional de la estructura interna del objeto, y segundos datos de imagen generados en un punto de referencia tridimensional representativos de una imagen tridimensional de una envoltente externa del objeto,

- medios (22) de procesamiento conectados a los medios de recepción dispuestos para realizar al menos los pasos c) a e) del procedimiento de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10,

55 - opcionalmente medios de transmisión (23), en particular a un dispositivo de visualización (24).

12. Dispositivo de formación de imágenes radiográficas (1) de estructura tridimensional interna que forma parte de un objeto que comprende:

60 - un primer sistema de formación de imágenes radiográficas (6) dispuesto para tomar al menos una imagen radiográfica bidimensional de la estructura interna del objeto mediante al menos una fuente radiactiva (6a, 6b) y para generar en un punto de referencia tridimensional los primeros datos de imagen representativos de la imagen radiográfica tomada,

65 - un segundo sistema de formación de imágenes (15) que comprende al menos un sensor óptico (13), dispuesto para tomar una imagen tridimensional de una envoltente externa del objeto y para generar, en un punto de referencia tridimensional, segundos datos de imagen representativos de esta imagen,

- el dispositivo de procesamiento de imágenes radiográficas (20) de acuerdo con la reivindicación 11 conectado al primer y segundo sistema de formación de imágenes para recibir los primeros y segundos datos de imagen.

- 5 13. Programa informático que comprende partes de código de programa para ejecutar los pasos del procedimiento de formación de imágenes de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, cuando dicho programa es ejecutado por un dispositivo de procesamiento de imágenes radiográficas (20).

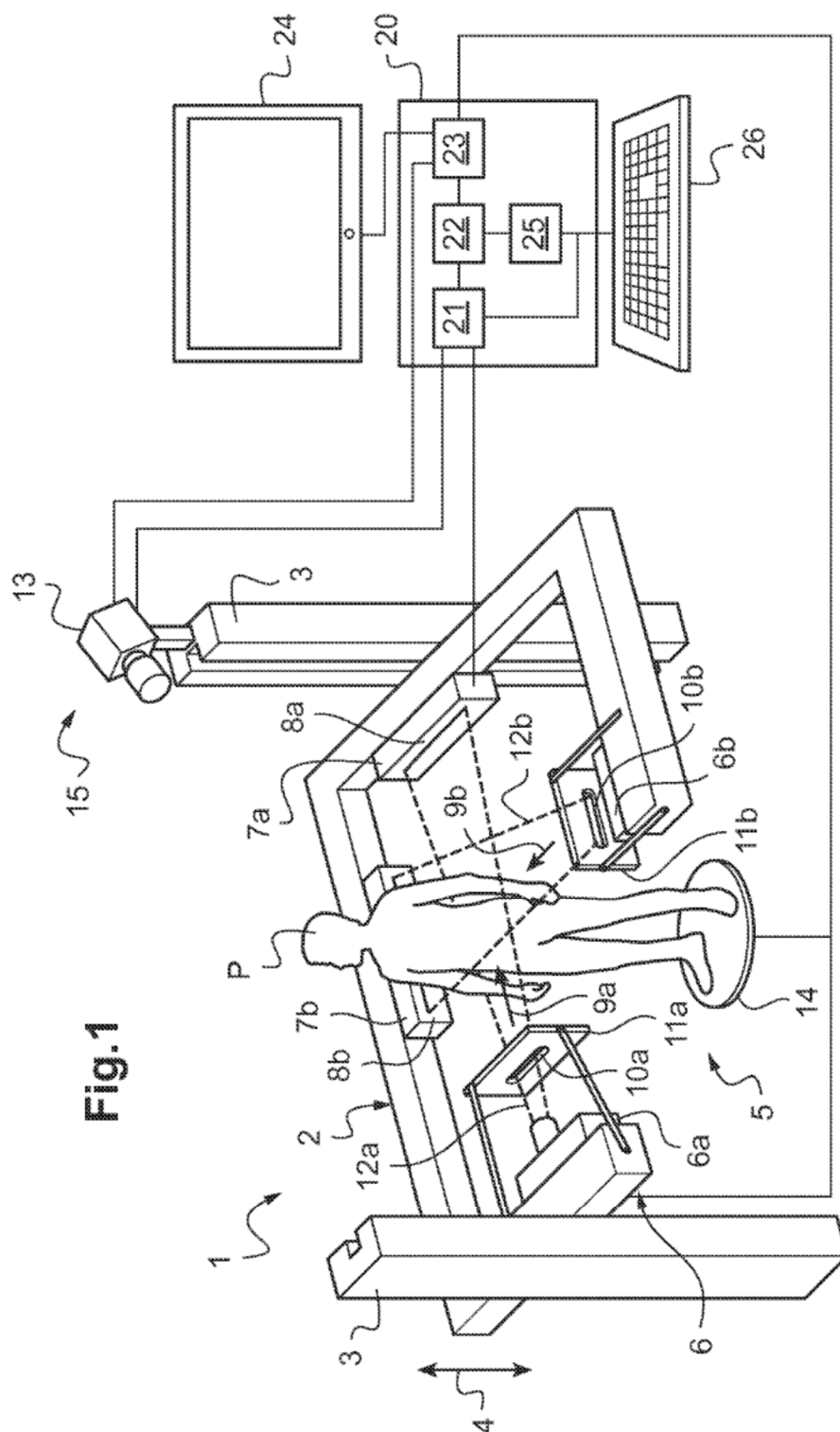


Fig.2

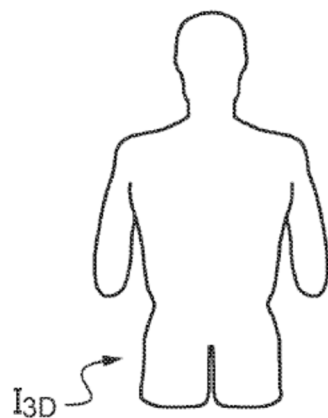


Fig.3

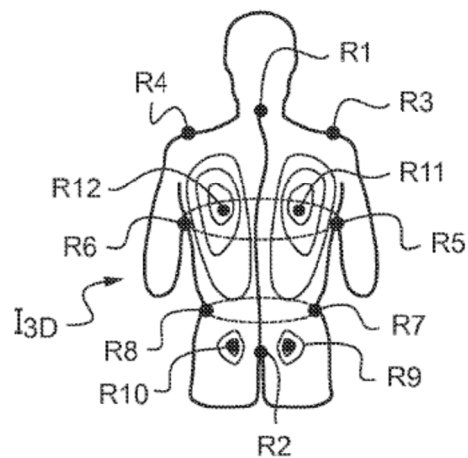


Fig.4

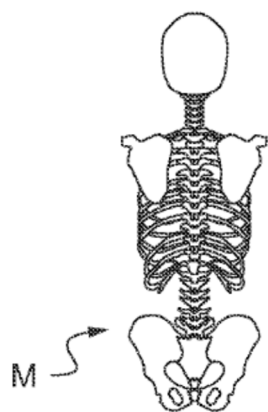


Fig.5

