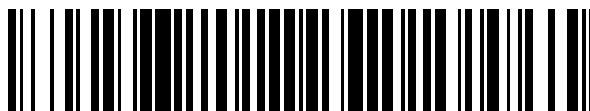


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 553 459**

51 Int. Cl.:

**A61B 6/14** (2006.01)

**A61B 6/04** (2006.01)

**A61B 6/03** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **13.03.2006 E 06709001 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.08.2015 EP 1868504**

54 Título: **Formación de imágenes dentales mediante tomografía por ordenador**

30 Prioridad:

**14.03.2005 FI 20050271**

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

**09.12.2015**

73 Titular/es:

**PLANMECA OY (100.0%)  
ASENTAJANKATU 6  
00880 HELSINKI, FI**

72 Inventor/es:

**NYHOLM, KUSTAA**

74 Agente/Representante:

**DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto**

ES 2 553 459 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

Formación de imágenes dentales mediante tomografía por ordenador

Esta invención se refiere a un aparato de tomografía por ordenador diseñado para uso odontológico y unos métodos a realizar mediante el mismo, especialmente a un método para situar medios de formación de imágenes y al paciente, unos respecto al otro, para formar imágenes.

La formación de imágenes médicas por rayos X tiene una larga historia. Las técnicas más antiguas se basaban en la transiluminación del objeto del que se formaban imágenes. En la transiluminación, todas las características anatómicas del volumen del que se están formando imágenes, que posiblemente se solapan en la dirección de radiación, forman imágenes en la película, unas encima de las otras. A fin de resolver este problema, se desarrolló más tarde la formación de imágenes en capas, es decir, la llamada formación de imágenes tomográficas, mediante la que es posible conseguir que la capa deseada del objeto llegue a formar imágenes más claramente al producir la borrosidad de las otras capas del objeto en la imagen a formar. Se consigue la borrosidad cambiando la posición relativa entre los medios de formación de imágenes y el objeto durante un caso de formación de imágenes, dependiendo del procedimiento de formación de imágenes, durante la irradiación o entre irradiaciones individuales.

Más adelante, y especialmente junto con el avance de los ordenadores y la formación de imágenes digitales, se han desarrollado un gran número de técnicas de formación de imágenes tomográficas y dispositivos diferentes. En el campo de la odontología se usa, de modo general, además de la formación de imágenes intrabucales y cefalométricas, que son más sencillas en lo que se refiere a la tecnología de formación de imágenes y se realizan mediante formación de imágenes por transiluminación, entre otras cosas, la llamada formación de imágenes panorámicas en la que, típicamente, de una capa que comprende toda la arcada dental se forman imágenes sobre un plano. En la formación convencional de imágenes panorámicas basadas en película, se escanea por la arcada dental con un haz estrecho de manera que se transfiere linealmente el centro de rotación de una parte de brazo giratoria, sustancialmente en los extremos opuestos a en los que se han situado los medios de formación de imágenes, mientras que se hace girar la parte de brazo y, al mismo tiempo, una película, que se está moviendo junto con la parte de brazo, se transfiere a través de un haz estrecho, producido por la fuente de radiación, a una velocidad de transmisión que cumple la condición de la formación de imágenes del procedimiento de formación de imágenes en cuestión. En la formación de imágenes panorámicas digitales, la frecuencia con la que se leen los datos de imagen procedentes del sensor durante un escaneo de formación de imágenes corresponde a esta velocidad de transferencia de la película.

El documento WO 00/00087 describe la formación de imágenes dentales mediante tomografía.

Últimamente, ha empezado a surgir un interés en la aplicación de tomografía por ordenador (o computarizada) (CT), que se usaba con anterioridad principalmente en el entorno hospitalario, también en el campo de la odontología. Como tal, no se pueden transferir estos aparatos de CT grandes y caros de uso hospitalario al entorno odontológico, debido a su tamaño, pero especialmente también debido a su precio.

Hoy en día son conocidas varias tecnologías de CT diferentes, técnicamente de formación de imágenes. En la formación de imágenes mediante CT, se irradia el volumen del que se han de formar imágenes desde direcciones diferentes y, a partir de los datos así adquiridos, se reconstruye a continuación una imagen deseada en dos o tres dimensiones. Mediante esta clase de tecnología se puede también, en principio, reconstruir, entre otras cosas, una imagen bidimensional, extendida sobre un plano, de una parte de una arcada dental o, si se prefiere, de toda la arcada dental. Una imagen panorámica que se ha reconstruido de este modo no es, sin embargo, idéntica a una imagen panorámica (digital) de este tipo que se ha sacado por métodos convencionales, en los que la formación de imágenes de la capa deseada se basa en la borrosidad de las capas no deseadas. En lo que se refiere a los principios de la tomografía por ordenador y sus diferentes aplicaciones, se puede hacer referencia a la documentación en la técnica, tal como a "Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts and Recent Advantages", de Jian Hsich, SPIE PRESS, 2003, Bellingham, Washington, Estados Unidos.

Los aparatos médicos de tomografía por ordenador comprenden convencionalmente un plano horizontal sobre el que está situado el paciente durante el tiempo que dura la formación de imágenes. Los dispositivos de este tipo son muy grandes y caros cuando se comparan, por ejemplo, con dispositivos de formación de imágenes panorámicas dentales, o panorámicas/cefalométricas combinadas. El gran tamaño y peso de los dispositivos de CT ha sido una consecuencia de diferentes condiciones limitativas de la tecnología de formación de imágenes, tal como la intensidad de radiación requerida. Debido a la gran estructura, se ha intentado realizar los movimientos relativos entre los medios de formación de imágenes y el objeto de manera que los propios medios de formación de imágenes estén dispuestos estacionarios o puedan girar con respecto a un centro estacionario de rotación solamente, por lo que los otros movimientos posibles se pueden realizar disponiendo el propio objeto del que se han de formar imágenes como desplazable.

Una forma de tomografía por ordenador es la llamada CT de haz cónico (CBCT) en la que se usa, como una distinción del haz estrecho utilizado en, por ejemplo, la formación de imágenes panorámicas, un haz en forma de cono sustancialmente del tamaño de las dimensiones del volumen del que se han de formar imágenes y, en vez de

un sensor de ranura, un detector cuyo tamaño corresponde al tamaño del haz en cuestión. Comparada con muchas más tecnologías de formación de imágenes mediante CT convencionales, con la tecnología de CBCT, se pueden alcanzar dosis de radiación significativamente más pequeñas y tiempos de formación de imágenes más cortos.

5 Últimamente, se han empezado a desarrollar aparatos de CT destinados especialmente a la formación de imágenes dentales. Un punto de partida típico también en estas soluciones, como se ha descrito y realizado, ha sido disponer los medios de formación de imágenes en una construcción de soporte estable relativamente grande. Así, la técnica anterior incluye, entre otras cosas, dispositivos de CT en los que el paciente está situado en una posición sentada sobre una silla entre los medios de formación de imágenes, y los posibles movimientos relativos entre la posición del paciente y los medios de formación de imágenes, para situar los medios de formación de imágenes disponibles a fin de formar imágenes de un volumen deseado, se realizan desplazando la silla.

10 Un dispositivo de CT según la técnica anterior ha sido presentado en la publicación WO 03/84407. El cuerpo del dispositivo en cuestión forma una estructura estable similar a una puerta bajo la que está dispuesta una silla, en la que se sitúa el paciente durante el tiempo que dura la formación de imágenes, tan inmóvil como sea posible. Los medios de formación de imágenes están dispuestos de manera giratoria sobre un plano alrededor de un centro de rotación, que está situado fijamente con respecto a la parte de cuerpo del dispositivo. La silla para el paciente está dispuesta de manera desplazable en el sistema de coordenadas x, y, z, por lo que se puede cambiar, si se desea, el lugar del centro de rotación de los medios de formación de imágenes y la posición en altura de los medios de formación de imágenes con respecto a las características anatómicas del paciente.

15 Por otro lado, por ejemplo en la publicación de patente de EE. UU. número 6.118.842, se ha descrito una estructura, que permitiría hacer girar los medios de formación de imágenes con respecto al centro de rotación y cambiar su posición mediante un mecanismo móvil de la parte de brazo, que comprende los medios de formación de imágenes. Se precisa que, en la solución según dicha publicación, se ha de usar un tamaño de detector de, por ejemplo, 5 x 5 cm. Las dimensiones del aparato y del detector permiten recopilar información para reconstruir un volumen de alguna parte de un cráneo al hacer girar los medios de formación de imágenes con respecto a un centro de rotación.

20 Si se desea conseguir volúmenes más grandes, en mayor cantidad o, por ejemplo, adyacentes reconstruidos por el aparato, se tiene que repetir la formación de imágenes y, entre cada formación de imágenes, disponer de nuevo que la posición relativa entre el objeto y los medios de formación de imágenes sea como se desee.

25 El objeto de la presente invención y de sus realizaciones preferibles es proporcionar un aparato de CT que comprende una estructura de brazos novedosa. Adicionalmente, un objeto de la invención es proporcionar una nueva clase de método para el posicionamiento relativo, especialmente entre el paciente y los medios de formación de imágenes para formar imágenes mediante tomografía por ordenador. De manera especial, un objeto es proporcionar un aparato de CT de este tipo especialmente para formar imágenes dentales, que se puede realizar de modo significativamente más económico que los aparatos de CT médicos convencionales. El objetivo es implementar la invención de tal modo que el paciente pueda estar situado inmóvil respecto al cuerpo del aparato, o a alguna otra instalación para el paciente que sea estacionaria, sobre el plano horizontal al menos, y que se realicen los movimientos necesarios para cambiar la posición relativa entre el paciente y los medios de formación de imágenes al desplazar dichos medios de formación de imágenes. La invención, junto con sus realizaciones preferibles, permite realizar la estructura de brazos del aparato de CT como una construcción, que se puede disponer relativamente ligera, pero suficientemente estable a la vez, y que permite, como punto de partida, un modo más fácil de situar al paciente con respecto a los medios de formación de imágenes, cuando se compara con desplazarle.

30 Las características esenciales de la invención se presentan en las reivindicaciones adjuntas. Así, es esencial que el aparato de CT según la invención comprenda una estructura de brazos mediante la cual la posición de la parte de brazo incluida en la estructura de brazos y que comprende los medios de formación de imágenes se pueda cambiar con respecto a los medios de soporte de pacientes del aparato, cuya parte de brazo, que comprende los medios de formación de imágenes, está conectada a una parte de cuerpo del aparato o a alguna otra estructura que está fija con respecto a los medios de soporte de pacientes a través de, al menos, otras dos partes de brazo giratorias, en el que cada una de, al menos, dos partes de brazo está dispuesta para poder girar con respecto a, al menos, dos centros de rotación situados a una cierta distancia entre sí sustancialmente en el mismo plano, de cuyos centros de rotación, los centros más exteriores de rotación de las partes de brazo más exteriores de dichas al menos dos partes de brazo están conectados, por un lado, a la parte de brazo, que comprende medios de formación de imágenes, y, por otro lado, a la parte de cuerpo o a otra estructura que está fija con respecto a los medios de soporte de pacientes. Aplicando tal estructura de brazos en un aparato de CT se permite realizar el posicionamiento de los pacientes, sin desplazar al paciente al transferir la parte de brazo, que comprende los medios de formación de imágenes, hasta una posición deseada para formar imágenes con respecto al paciente.

35 Los medios de formación de imágenes del aparato de CT según la invención incluyen especial y preferiblemente un sensor de áreas, el llamado sensor de formato, utilizado en la formación de imágenes mediante CBCT. La superficie activa del sensor puede ser circular o un rectángulo cuyas dimensiones son, de manera preferente, sustancialmente del mismo orden de magnitud, tales como, por ejemplo, al menos 10 x 10 cm, tal como 12 x 12 cm, o por ejemplo 20 x 20 cm, o un sensor de un diámetro correspondiente. Disponiendo la colimación del haz, producido por la fuente de radiación, para corresponderse con las dimensiones de un sensor de este tipo, y usando una distancia de fuente a

imagen (SID) del orden, por ejemplo, de 50 cm, la fuente de radiación del aparato según la invención se puede realizar considerablemente más ligera que las de los aparatos de tomografía por ordenador convencionales. Así, también la estructura de brazos se puede realizar relativamente ligera, por lo que es relativamente sencillo realizarla como una estructura según la invención que permita desplazar el lugar del brazo de rotación. De este modo, se permite el posicionamiento que se puede realizar de modo más sencillo que desplazando al paciente, lo que, entre otras cosas, facilita moverse desde una posición de formación de imágenes de un volumen parcial hasta otra.

La invención, sus realizaciones preferibles y sus objetos y beneficios se describen más detalladamente en lo que sigue haciendo referencia también a las figuras adjuntas, en las que

la figura 1 muestra, simplificado, un aparato de CT según la invención y

la figura 2 ilustra cómo se pueden transferir medios de formación de imágenes según la invención, con la ayuda de la estructura de brazos del aparato según la figura 1, hasta una nueva posición de formación de imágenes con respecto al objeto.

La figura 1 muestra, simplificado, un aparato de CT 1 según la invención. La estructura básica del aparato consiste en una parte de cuerpo 10 y en tres partes de brazo 11, 12, 13 que están conectadas a la misma. La primera parte de brazo 11 está dispuesta para poder girar alrededor de un centro de rotación 21 con respecto a la parte de cuerpo 10 y alrededor de un centro de rotación 22 con respecto a la segunda parte de brazo 12, por lo que la segunda parte de brazo 12 puede girar así alrededor de un centro de rotación 22 con respecto a la primera parte de brazo 11 y, adicionalmente, está dispuesta para poder girar alrededor de un centro de rotación 23 con respecto a la parte de brazo 13, que comprende medios de formación de imágenes (una fuente de radiación 14 y un detector 15), por lo que la parte de brazo, que comprende medios de formación de imágenes 14, 15, puede girar así alrededor de un centro de rotación 23 con respecto a dicha segunda parte de brazo. El aparato incluye adicionalmente medios de soporte de pacientes 16 dispuestos en conexión con la instalación de formación de imágenes, estando los medios de soporte dispuestos en la parte de cuerpo 10 en una solución según la figura 1. La primera parte de brazo 11 puede estar fijada también, por ejemplo, a un techo o una pared, por lo que el aparato según la invención no incluye necesariamente una parte de cuerpo 10 propiamente dicho, del todo inútil, por lo que los medios de soporte de pacientes 16 están dispuestos en alguna otra posición fija con respecto al centro de rotación 21 de la primera parte de brazo 11 distinta de la parte de cuerpo 10.

Es posible también llevar a cabo la invención, según una realización no mostrada en la figura 1, de manera que se dispone también un grado de libertad de movimiento vertical en la estructura de brazos 11, 12, 13 del aparato. En un aparato que tiene una parte de cuerpo 10 vertical esto se puede realizar, entre otras cosas, de tal modo que los medios de soporte de pacientes 16 se hagan mover junto con el movimiento vertical de la estructura de brazos 11, 12, 13, o disponiendo grados de libertad de movimiento vertical independientes para ambos. En este caso, es posible situar el lugar del volumen del que se forman imágenes sin desplazar al paciente, también en dirección vertical.

El aparato según la invención incluye adicionalmente dispositivos de accionamiento no mostrados en la figura 1 y un sistema de control para hacer girar dichas partes de brazo de modo deseado/hasta una posición deseada. Adicionalmente, el aparato incluye sistemas y rutinas de control necesarias para controlar, entre otras cosas, las funciones del detector y de la fuente de radiación y los movimientos de las partes de brazo.

No están dispuestos obligatoriamente medios necesarios para procesar la información detectada por el detector 15 en el aparato de CT según la invención como tal, en cuyo caso el aparato está dispuesto en conexión con un ordenador independiente. El detector utilizado en el aparato puede ser, por ejemplo, un CMOS o un detector basado en la llamada detección directa. Se puede reconstruir una imagen de la información detectada por el detector mediante métodos conocidos como tales, por ejemplo los llamados algoritmos iterativos o de haz cónico.

Una realización especialmente preferible de la invención comprende, entonces, un detector de áreas como detector de formación de imágenes. La superficie activa del detector puede estar realizada esencialmente circular, pero, de manera preferente, esencialmente como un cuadrado, es decir, un detector cuya anchura y altura son del mismo orden de magnitud. Las dimensiones de un detector de este tipo son esencialmente, al menos, del orden de centímetros, tales como, por ejemplo, al menos 10 x 10 cm, o 12 x 12 cm, o por ejemplo 20 x 20 cm. Disponiendo la colimación del haz producido por la fuente de radiación correspondiente al tamaño de un detector de este tipo y usando una SID del orden de, por ejemplo, 50 cm, es posible realizar la fuente de radiación del aparato según la invención notablemente más ligera que en los dispositivos de tomografía por ordenador convencionales. Esto es factible como consecuencia de que sería posible disponer el tiempo de formación de imágenes en una construcción de este tipo para que fuese tan corto que, en relación con la formación de imágenes dentales, incluso se pueda prolongar, hasta cierto grado, desde este mínimo teórico, por lo que se puede usar una potencia inferior y, de esta manera, una fuente de rayos X más ligera. Así, también la estructura de brazos se puede realizar relativamente ligera, por lo que la estructura es realizable de modo relativamente sencillo como una estructura, según la invención, que permite desplazar la posición de los medios de formación de imágenes. Gracias a esto, se permite el posicionamiento de los medios de formación de imágenes, que es más sencillo de realizar que el desplazamiento del paciente, lo que, entre otras cosas, facilita moverse desde una posición de formación de imágenes de un volumen

parcial hasta otra.

En el sistema de control del aparato, se han dispuesto preferiblemente rutinas de control para permitir, por un lado, la función pulsatoria de la fuente de radiación y, por otro lado, el ahorro y/o envío periódicos de la información detectada por el detector de formación de imágenes. Preferiblemente, la información del detector se ha dispuesto para que se lea varias veces por segundo, tal como, por ejemplo, más de 10 veces por segundo. La periodización de la irradiación está sincronizada preferiblemente con la función del detector, de tal modo que la irradiación está siempre interrumpida mientras se está leyendo la información a partir del detector. Preferiblemente, la frecuencia está dispuesta para ser de tal orden, al menos, que la duración del pulso de radiación se corresponda con la distancia máxima correspondiente al tamaño de vóxel (píxel volumétrico) de reconstrucción que se pretende -o, es decir, la duración del pulso de radiación se ha dispuesto para que sea más corta que el tiempo que puede requerir el haz, como máximo, para girar, en un volumen del que se han de formar imágenes, una distancia correspondiente al tamaño de vóxel de reconstrucción que se pretende. Se puede disponer también la duración de los pulsos de radiación para que sean más cortos, incluso esencialmente más cortos que el tiempo que requiere el detector de formación de imágenes para moverse durante la formación de imágenes una distancia correspondiente al tamaño de píxel del detector. El tamaño de píxel del detector de formación de imágenes puede estar dispuesto para ser del orden de 200  $\mu\text{m}$ , pero junto con el desarrollo de una tecnología incluso más pequeña. El detector de formación de imágenes está dispuesto en conexión funcional con un ordenador, cuyo ordenador comprende medios para reconstruir una imagen en dos o una en tres dimensiones de la información detectada por el detector.

La figura 2 ilustra el posicionamiento del centro de rotación 23 de la parte de brazo 13, que comprende medios de formación de imágenes 14, 15, en dos puntos diferentes con respecto al objeto del que se han de formar imágenes. Se pueden introducir las coordenadas de los centros de rotación deseados en el sistema de control del aparato a través de una interfaz de usuario, o luces de posicionamiento conocidas como tales u otra disposición correspondiente pueden estar dispuestas en el aparato, en el que pueden estar previstas las coordenadas del punto deseado para ser transmitidas automáticamente al sistema de control. El sistema de control puede incluir también una o más posiciones previamente dadas de los medios de formación de imágenes 14, 15, así como rutinas de control, mediante las que se pueden formar imágenes automáticamente, una después de otra, de varios volúmenes individuales -tales como, al menos, dos de dichas posiciones dispuestas para estar situadas a una distancia entre sí tal que una imagen de unión se puede reconstruir de la información producida durante las formaciones de imágenes en cuestión. En ese caso, la rutina de control puede comprender no solamente órdenes de control para transferir, en un intervalo funcional de la estructura de brazos 11, 12, 13, el centro de rotación 23 de dicha parte de brazo 13 giratoria, que comprende los medios de formación de imágenes 14, 15, hasta un punto de coordenadas predeterminado (o hasta una entrada en el sistema de control) de iniciación de la formación de imágenes, y para realizar la formación de imágenes con respecto a estos puntos, sino también órdenes de control para situar dicha parte de brazo 13 giratoria, que comprende medios de formación de imágenes 14, 15, a un ángulo predeterminado con respecto a dicho punto de formación de imágenes, cuando se sitúa dicho centro de rotación 23 de la parte de brazo 13, que incluye los medios de formación de imágenes, en el punto de coordenadas de iniciación de la formación de imágenes. Una rutina de control de este tipo preparada previamente puede comprender el accionamiento de los medios de formación de imágenes y la formación de imágenes con respecto a, al menos, dos de tales puntos de iniciación de la formación de imágenes, siendo la distancia entre los mismos tal que, de la información producida en los lugares en cuestión, se puede reconstruir una imagen de unión. Una rutina de control de este tipo puede comprender, por ejemplo, la formación de imágenes de tres volúmenes parciales diferentes en dichos centros de rotación con respecto a los medios de soporte de pacientes que, de la información recibida, se puede reconstruir una imagen de toda la arcada dental al unir las imágenes reconstruidas en una imagen completa usando algoritmos conocidos como tales.

Los expertos en la técnica conocen bien que, especialmente con la tecnología en constante avance, se puede realizar de muchos modos diferentes la idea básica de la invención y sus realizaciones diferentes no están limitadas a los ejemplos descritos anteriormente, sino que pueden variar dentro del alcance definido por las reivindicaciones adjuntas.

**REIVINDICACIONES**

1. Un aparato odontológico de tomografía por ordenador, que incluye

- una estructura de brazos conectada a una parte de cuerpo 10 del aparato 1 o a una estructura fija que no pertenece al aparato 1 propiamente dicho,

5 - cuya estructura de brazos incluye una parte de brazo 13, que comprende medios de formación de imágenes 14, 15 y que puede girar alrededor de un centro de rotación 23,

- cuyos medios de formación de imágenes citados comprenden una fuente de radiación 14 y un detector de formación de imágenes 15, que están situados esencialmente en los extremos opuestos de dicha parte de brazo 13,

- una estructura colimadora para limitar a un haz la radiación producida por dicha fuente de radiación 14,

10 - medios de soporte de pacientes 16 en conexión con una instalación de formación de imágenes dispuesta en conexión con el aparato, y

- un sistema de control que incluye medios de control y accionadores para controlar y llevar a cabo el accionamiento y los movimientos de dicha fuente de radiación 13 y dicho detector de formación de imágenes 14, así como para controlar y llevar a cabo los movimientos de dicha estructura de brazos,

15 **caracterizado porque**

dicha instalación de formación de imágenes está dispuesta como estacionaria y dichos medios de soporte de pacientes 16, para situar un paciente, como inmóviles sobre un plano horizontal con respecto a la instalación de formación de imágenes, y **porque** dicha parte de brazo 13, que comprende los medios de formación de imágenes 14, 15, está conectada a dicha parte de cuerpo 10 del aparato, o a alguna otra estructura del aparato que está fija con respecto a los medios de soporte de pacientes 16, a través de, al menos, otras dos partes de brazo 11, 12 giratorias, en el que cada una de, al menos, dos partes de brazo 11, 12 está dispuesta para poder girar con respecto a, al menos, dos centros de rotación 21, 22, 23 situados a una cierta distancia entre sí y sustancialmente en el mismo plano, de cuyos centros de rotación 21, 22, 23, en primer lugar, el centro más exterior de rotación 23 de una de las partes de brazo más exteriores 11, 12 está conectado a dicha parte de brazo 13, que comprende medios de formación de imágenes 14, 15, y, en segundo lugar, el centro más exterior de rotación 21 de la otra de las partes de brazo más exteriores 11, 12 está conectado a dicha parte de cuerpo 10 o a otra estructura que está fija con respecto a los medios de soporte de pacientes 16.

2. El aparato según la reivindicación 1, **caracterizado porque** dicho sistema de control comprende una rutina de control, que incluye órdenes de control para transferir, en un intervalo funcional de la estructura de brazos 11, 12, 13, el centro de rotación 23 de dicha parte de brazo 13 giratoria, que comprende medios de formación de imágenes 14, 15, hasta un punto de coordenadas predeterminado de iniciación de la formación de imágenes, o hasta dicha entrada de puntos de coordenadas en el sistema de control.

3. El aparato según la reivindicación 1 o 2, **caracterizado porque** dicho sistema de control comprende una rutina de control, que incluye órdenes de control para situar dicha parte de brazo 13 giratoria, que comprende medios de formación de imágenes 14, 15, a un ángulo predeterminado con respecto a dicha instalación de formación de imágenes, cuando se sitúa dicho centro de rotación 23 de la parte de brazo 13, que comprende medios de formación de imágenes 14, 15, en un punto de coordenadas de comienzo de la formación de imágenes.

4. El aparato según una de las reivindicaciones 1 - 3, **caracterizado porque** dicho sistema de control comprende una rutina de control, que incluye órdenes de control para accionar dicha estructura de brazos 11, 12, 13 de manera que la parte de brazo 13, incluida en su interior y que comprende medios de formación de imágenes 14, 15, gira durante la formación de imágenes con respecto al centro de rotación 23 a fin de producir información sobre el volumen en cuestión del objeto del que se forman imágenes.

5. El aparato según una de las reivindicaciones 1 - 4, **caracterizado porque** dicho sistema de control comprende una rutina de control, que incluye órdenes de control para accionar dicha estructura de brazos 11, 12, 13 hasta, al menos, dos posiciones de partida predeterminadas de la formación de imágenes, en las que el centro de rotación 23 de la parte de brazo 13 giratoria, que comprende los medios de formación de imágenes 14, 15, está situado en un punto de coordenadas predeterminado, y órdenes de control para realizar la formación de imágenes en las posiciones en cuestión a fin de producir información que se refiere a, al menos, dos volúmenes del objeto.

6. El aparato según la reivindicación 5, **caracterizado porque** dichas al menos dos posiciones de formación de imágenes están dispuestas para estar situadas a una distancia tal entre sí, que una imagen de unión se puede reconstruir de la información producida durante las formaciones de imágenes en cuestión.

7. El aparato según la reivindicación 6, **caracterizado porque** dicho sistema de control comprende una rutina de control, que incluye órdenes de control para accionar dicha estructura de brazos 11, 12, 13 hasta tres posiciones de partida predeterminadas con respecto a una arcada dental de la que se han de formar imágenes y para realizar la

formación de imágenes en dichas posiciones de formación de imágenes de tal modo que una imagen de unión que comprende toda la arcada dental se puede reconstruir a partir de la información producida durante la formación de imágenes.

- 5 8. El aparato según una de las reivindicaciones 1 - 7, **caracterizado porque** dichos medios de formación de imágenes 14, 15 están dispuestos en dicha parte de brazo 13, que comprende medios de formación de imágenes, a una distancia del orden de 50 cm entre sí.
- 10 9. El aparato según una de las reivindicaciones 1 - 8, **caracterizado porque** dicho detector de formación de imágenes 14 es un detector de áreas, es decir, un detector que es circular, o cuya anchura y altura son del mismo orden de magnitud, siendo las dimensiones de dicho detector, al menos, del orden de centímetros, tal como un detector de áreas del tamaño de, por ejemplo, al menos 10 x 10 cm, tal como 12 x 12 cm, o 20 x 20 cm, al que están conectados, junto con el sistema de control del aparato, medios para detectar y almacenar o enviar periódicamente la información recibida por el detector.
- 15 10. El aparato según la reivindicación 9, **caracterizado porque** dicho detector de formación de imágenes 14 está dispuesto para almacenar y/o enviar varias veces por segundo, tal como, por ejemplo, más de 10 veces por segundo, la información que ha recibido.
- 20 11. El aparato según una de las reivindicaciones 1 - 10, **caracterizado porque** dicho sistema de control está dispuesto para controlar dicha fuente de radiación 15 a fin de producir radiación como pulsatorio y a fin de controlar la lectura de la información procedente de dicho detector de formación de imágenes 14 que tiene lugar en esos momentos del pulso en cuestión en los que se interrumpe la irradiación.
- 25 12. El aparato según la reivindicación 11, **caracterizado porque** la duración de un pulso de radiación está dispuesta para ser más corta que el tiempo que puede requerir el haz, como máximo, para girar, en el volumen del que se han de formar imágenes, una distancia correspondiente al tamaño de vóxel de reconstrucción que se pretende, o para ser más corta o esencialmente más corta que el tiempo que requiere dicho detector de formación de imágenes 14 para moverse durante la formación de imágenes una distancia correspondiente a la longitud de un píxel del detector.
- 30 13. El aparato según una de las reivindicaciones 9 - 12, **caracterizado porque** el tamaño de píxel del detector de formación de imágenes 14 es del orden de 200  $\mu\text{m}$ .
- 35 14. El aparato según una de las reivindicaciones 1 - 13, **caracterizado porque** dicho detector de formación de imágenes 14 está dispuesto en conexión funcional con un ordenador, cuyo ordenador comprende medios para reconstruir una imagen en dos o tres dimensiones de la información detectada por el detector 14.
- 40 15. Un método para desplazar medios de formación de imágenes de un aparato de tomografía por ordenador, en cuyo método una parte de brazo, que comprende medios de formación de imágenes, del aparato de tomografía por ordenador que comprende una disposición de control se hace girar con relación a un objeto del que se han de formar imágenes respecto a un centro estacionario de rotación, **caracterizado porque** el movimiento en cuestión se realiza, con respecto a una instalación de formación de imágenes que está dispuesta estacionaria y que comprende medios de soporte de pacientes 16 para situar un paciente como inmóvil sobre un plano horizontal con respecto a la instalación de formación de imágenes, usando una estructura de brazos en la que dicha parte de brazo 13, que comprende los medios de formación de imágenes 14, 15, está conectada a una parte de cuerpo 10 del aparato o a alguna otra estructura fija con respecto a los medios de soporte de pacientes 16, por al menos otras dos partes de brazo 11, 12 giratorias, en el que cada una de, al menos, dos partes de brazo 11, 12 está dispuesta para poder girar con respecto a dos centros de rotación 21, 22, 23 situados a una cierta distancia entre sí y sustancialmente en el mismo plano, de cuyos centros de rotación 21, 22, 23, en primer lugar, el centro más exterior de rotación 23 de una de las partes de brazo más exteriores 11, 12 está conectado a dicha parte de brazo 13, que comprende medios de formación de imágenes 14, 15, y, en segundo lugar, el centro más exterior de rotación 21 de la otra de las partes de brazo más exteriores 11, 12 está conectado a dicha parte de cuerpo 10 o a otra estructura fija con respecto a dichos medios de soporte de pacientes 16.
- 45 16. El método según la reivindicación 15, **caracterizado porque**, antes de realizar dicho movimiento de giro, dicho centro de rotación 23 de la parte de brazo 13 giratoria, que comprende medios de formación de imágenes 14, 15, se transfiere, dentro del intervalo operativo de la estructura de brazos 11, 12, 13, hasta, al menos, un punto de coordenadas que se ha predeterminado o introducido en el sistema de control.
- 50 17. El método según la reivindicación 15, **caracterizado porque** se disponen dichos medios de formación de imágenes 14, 15 en dicha parte de brazo 13, que comprende medios de formación de imágenes, a una distancia del orden de 50 cm entre sí y acciona la estructura de brazos 11, 12, 13 hasta al menos dos, tal como tres de tales puntos de partida particulares de la formación de imágenes con respecto a una arcada dental de la que se está a punto de formar imágenes de manera que una imagen de unión, tal como una imagen que comprende toda la arcada dental, se puede reconstruir de la información producida en esos puntos en cuestión.
- 55

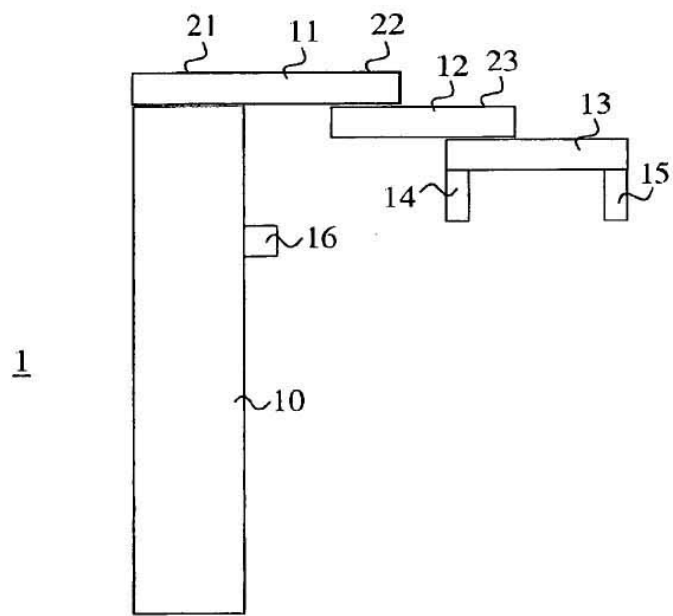


FIG. 1



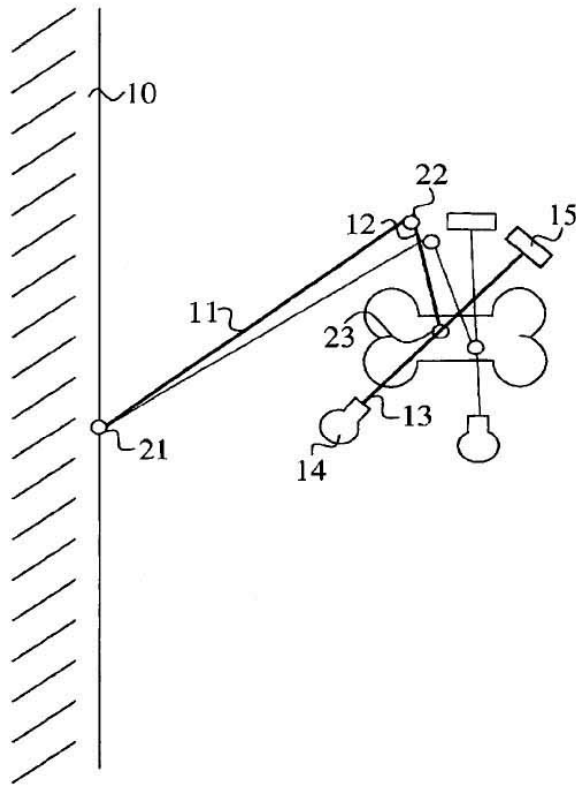


FIG. 2