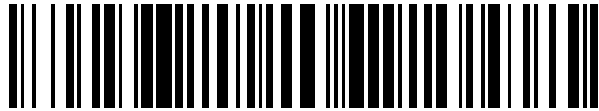


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 612 628**

51 Int. Cl.:

**A61B 6/14** (2006.01)

**A61B 6/03** (2006.01)

**H05G 1/42** (2006.01)

**H05G 1/22** (2006.01)

**A61B 6/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **23.11.2010 PCT/FI2010/050950**

87 Fecha y número de publicación internacional: **16.06.2011 WO11070227**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.11.2010 E 10835545 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **02.11.2016 EP 2503942**

54 Título: **Aparato de tomografía computarizada para odontología**

30 Prioridad:

**25.11.2009 FI 20090443**

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

**17.05.2017**

73 Titular/es:

**PLANMECA OY (100.0%)**

**Asentajankatu 6**

**00880 Helsinki, FI**

72 Inventor/es:

**MÜLLER, TIMO**

74 Agente/Representante:

**DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto**

ES 2 612 628 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

Aparato de tomografía computarizada para odontología

### Campo de la invención

5 La presente invención se refiere a un aparato de tomografía computarizada diseñado para uso dental, especialmente a una obtención de imágenes denominada de desplazamiento ("offset") y a una configuración relacionada para controlar una fuente de radiación del aparato de obtención de imágenes durante un procedimiento de obtención de imágenes.

### Antecedentes de la invención

10 La obtención de imágenes de rayos X en medicina tiene una larga historia. Las primeras técnicas se basaban en la transiluminación del objeto del que se estaban obteniendo imágenes. En la transiluminación, todas las anatomías del volumen a partir del cual se obtienen imágenes, posiblemente solapadas en la dirección de la radiación, aparecen en la película unas sobre las otras. En lo referente a la obtención de imágenes por capas, es decir, lo que se conoce como obtención de imágenes tomográficas, por el contrario, puede hacerse que en la imagen que está siendo formada una capa deseada del objeto aparezca con mayor claridad causando que las otras capas del objeto queden desenfocadas. Dependiendo del procedimiento de obtención de imágenes, el efecto de desenfocado se consigue cambiando la posición  
15 relativa de los medios de obtención de imágenes y el objeto de una manera controlada durante el evento de obtención de imágenes, bien durante la irradiación o bien entre irradiaciones individuales. Especialmente junto con el avance en los ordenadores y en la obtención y tratamiento de imágenes digitales, se han desarrollado un gran número de técnicas de obtención de imágenes tomográficas y dispositivos diferentes.

20 En el campo de la odontología, además de la obtención intra-oral y cefalométrica de imágenes, que son más simples en lo que se refiere a la tecnología de obtención de imágenes, ya que se realizan por medio de obtención de imágenes mediante transiluminación, generalmente se usa, entre otras cosas, una obtención de imágenes denominada panorámica en la que, típicamente, una capa que comprende todo el arco dental es proyectada sobre un plano. En la obtención de imágenes panorámicas basada en película convencional, se realiza una exploración sobre el arco dental con un haz estrecho de manera que el centro de rotación de una parte de brazo giratorio, sustancialmente en cuyos extremos opuestos se han posicionado  
25 los medios de obtención de imágenes, es transferido de manera lineal mientras la parte de brazo es girada y la película que se mueve junto con la parte de brazo es transferida a través del haz estrecho producido por una fuente de radiación con una velocidad que cumple la condición de obtención de imágenes del procedimiento de obtención de imágenes en cuestión. En la obtención de imágenes panorámicas digitales, la frecuencia a la que se leen los datos de imagen desde el sensor durante una exploración de obtención de imágenes corresponde a esta velocidad de transferencia de la película.

30 También se ha comenzado a aplicar tomografía mediante ordenador (o computarizada) (Computed Tomography, CT), usada anteriormente en su mayor parte en entornos hospitalarios, en el campo de la odontología. Como tal, no es posible transferir estos voluminosos y costosos aparatos de CT usados en hospitales a un entorno clínico dental típico, teniendo en cuenta no solo el tamaño de los aparatos, sino especialmente su precio.

35 Desde el punto de vista técnico de la obtención de imágenes, en la actualidad se conocen varias tecnologías de CT diferentes. En la obtención de imágenes CT, el volumen desde el que se desea obtener imágenes es irradiado desde diferentes direcciones y, a partir de los datos adquiridos de esta manera, posteriormente se reconstruye una imagen bidimensional o tridimensional deseada. En principio, al usar este tipo de tecnología, es posible reconstruir también, entre otras cosas, una imagen bidimensional extendida sobre un plano de una parte del arco dental o, si se desea, de todo el arco dental. En lo que se refiere a los principios de la tomografía computarizada y sus diferentes aplicaciones, puede hacerse referencia a la  
40 literatura en la técnica, tal como Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts and Recent Advantages, Jian Hsich, SPIE PRESS, 2003, Bellingham, Washington, EE.UU.

45 Una forma de tomografía computarizada es la denominada CT de haz cónico (Cone Beam CT, CBCT) en la que, en lugar del haz estrecho usado por ejemplo en la obtención de imágenes panorámicas y la obtención de imágenes CT convencional, se usa un haz sustancialmente del tamaño de las dimensiones del volumen desde el que se desea obtener imágenes y, respectivamente, en lugar de un sensor de ranura, se usa un detector cuyo tamaño corresponde al tamaño del haz en cuestión. En comparación con varias tecnologías de obtención de imágenes CT más convencionales, la tecnología CBCT es capaz de proporcionar dosis de radiación significativamente más pequeñas y tiempos de obtención de imágenes más cortos.

50 Un punto de partida típico en algunas de las soluciones CT descritas y realizadas para odontología ha sido la configuración de los medios de obtención de imágenes en una construcción de soporte estable, relativamente masiva, en la que el paciente es posicionado en una posición sentada en una silla entre los medios de obtención de imágenes, y los posibles movimientos relativos de la ubicación del paciente y los medios de obtención de imágenes, para posicionar los medios de obtención de imágenes preparados para obtener imágenes de un volumen deseado, se realizan moviendo la silla. Por otra parte, por ejemplo, la publicación de patente US 6.118.842 describe una estructura basada en un aparato dental panorámico tradicional

mediante el cual es posible girar los medios de obtención de imágenes con respecto al centro de rotación y cambiar la posición del centro de rotación por medio de un mecanismo móvil de la parte de brazo que comprende los medios de obtención de imágenes. Las dimensiones de este aparato y las del detector usado en el mismo permiten la recopilación de información para la reconstrucción de un volumen de una cierta parte del cráneo pero, si se desea que el aparato proporcione reconstrucciones de volúmenes más grandes, o múltiples o por ejemplo adyacentes, debe repetirse el procedimiento de obtención de imágenes disponiendo en primer lugar la posición relativa del objeto y los medios de obtención de imágenes según la nueva área objetivo de la que se desea obtener imágenes.

El tamaño del volumen del que se deben obtener imágenes mediante una rotación de los medios de obtención de imágenes puede aumentarse con la denominada obtención de imágenes "offset". Una manera conocida de conseguir dicha obtención de imágenes consiste en disponer el sensor de obtención de imágenes móvil antes de la obtención de imágenes en una posición tal con respecto al área objetivo en la que, cuando los medios de obtención de imágenes son girados, en cada momento sólo una parte de la zona desde la que se desea obtener imágenes está en el haz pero, cuando se ha completado toda la rotación, todas las áreas parciales del área objetivo han sido cubiertas en un intervalo angular de esencialmente al menos 180 grados. También se consigue un resultado correspondiente moviendo la posición del centro de rotación de los medios de obtención de imágenes, tal como en conexión con un aparato descrito en la memoria descriptiva de patente US 7.486.759, cuya memoria descriptiva se adjunta a la presente memoria para representar también, de manera más exhaustiva, los principios de la obtención de imágenes "offset" según la técnica anterior.

En la memoria descriptiva de patente US 7.486.759, indicada anteriormente, una idea esencial de la solución es la realización de una exploración de 360 grados para la obtención de imágenes con una exposición de duración prolongada. Este tipo de exposición supone una gran carga para la fuente de radiación, lo que puede llegar a ser problemático, especialmente debido a que dicha combinación de aparato de rayos x fue diseñada originalmente para un uso que supone una menor carga para la fuente de radiación.

El documento US2009/0232275 A1 describe un aparato de CT según el preámbulo de la reivindicación 1.

Un objeto de la presente invención y sus realizaciones preferidas es proporcionar nuevas soluciones para obtener imágenes de un volumen mayor mediante una obtención de imágenes de lo que es posible cuando la obtención de imágenes se realiza de una manera convencional usando una parte de brazo, en la que están dispuestos, a una distancia entre sí, una fuente de radiación y un receptor de información de imagen, y cuando tanto el centro de rotación de la parte de brazo en cuestión como el eje central del haz están dispuestos para desplazarse y permanecer durante toda la duración del procedimiento de obtención de imágenes en el medio del área de la que se desea obtener imágenes.

### Breve descripción de la invención

Las características esenciales de la invención se presentan en las reivindicaciones de patente adjuntas. Es esencial para el aparato de CT dental según la invención que comprenda un sistema de control que permita un procedimiento de obtención de imágenes "offset" que supone una menor carga para la fuente de radiación que, por ejemplo, la configuración descrita en la memoria descriptiva de patente US 7.486.759. Según la invención, esto puede conseguirse mediante pulsando la radiación y, preferiblemente, la pulsación de la radiación se lleva a cabo controlada de tal manera que la corriente del ánodo de la fuente de radiación es medida y, en base a esta medición, la duración de los impulsos es ajustada en caso necesario de manera que la dosis de radiación que produce cada uno de los impulsos sea siempre esencialmente la misma.

### Breve descripción de los dibujos

A continuación, la invención, sus realizaciones y sus objetivos y ventajas preferidos se describirán más detalladamente también con referencia a las figuras adjuntas, de las cuales

Las Figs. 1a - 1c muestran la pulsación de la radiación según la invención durante una obtención de imágenes asimétrica,

Las Figs. 2a - 2c muestran un modo de obtención de imágenes en el que un movimiento durante la obtención de imágenes es llevado a cabo por medio de un movimiento de rotación de una parte de brazo que soporta una parte de brazo que soporta los medios de obtención de imágenes, y

La Fig. 3 muestra una vista lateral simplificada de una solución para un aparato de tomografía computarizada aplicable para su uso en la invención.

### Descripción detallada de la invención

De esta manera, es esencial para la invención que la denominada obtención de imágenes "offset", conocida como tal en conexión con la obtención de imágenes CT, sea llevada a cabo mediante radiación pulsada. La obtención de imágenes "offset" puede definirse como un modo de obtención de imágenes en el que, mientras los medios de obtención de imágenes

son girados durante la obtención de imágenes, sólo una parte del volumen del que se deben obtener imágenes está en el haz durante un intervalo angular sustancial o todo el intervalo angular usado en la obtención de imágenes. Es necesaria una rotación de 360 grados alrededor de la región de la que se desea obtener imágenes en una obtención de imágenes “offset” típica, mientras que en un caso simétrico, se adquirirá suficiente información para la retroproyección (“back projection”) incluso con un movimiento de 180 grados. El ángulo de rotación más amplio conduce a un mayor tiempo de obtención de imágenes y de esta manera, entre otras cosas, a un aumento de la carga impuesta sobre la fuente de radiación. La Fig. 1a muestra la corriente anódica pulsada de una fuente de radiación como una función del tiempo según una situación ideal, cuando la fuente de radiación genera impulsos de magnitud y duración constantes, a una frecuencia regular.

Por otra parte, la Fig. 1b muestra una realización preferible en la que los impulsos todavía se generan a una frecuencia constante, pero en la que las desviaciones con respecto a los valores establecidos detectadas en la medición de la corriente anódica son compensadas ajustando la duración del impulso, más larga o más corta, de manera que la integral, tal como se muestra mediante las áreas en la Fig. 1b, se mantenga constante. El último impulso de la Fig. 1b ilustra que la corriente anódica no es necesariamente constante incluso durante impulsos individuales pero, según esta realización, también un cambio que ocurre durante un impulso puede ser compensado cortando el voltaje del tubo según la manera en la que varía la corriente anódica durante cada impulso.

En términos más generales, según una realización preferible, en lugar de una pulsación periódica constante usada habitualmente, la pulsación de la fuente de radiación es ajustada de manera que la frecuencia inicial de los impulsos se mantenga constante, pero la duración de cada impulso se determina en base a la corriente anódica respectiva en cada momento. Esta configuración se basa en compensar el problema técnico de que el espectro producido por la fuente de radiación no permanece típicamente totalmente constante como una función del tiempo. De esta manera, la invención incluye medir la corriente anódica de la fuente de radiación y, a diferencia de las disposiciones según la técnica anterior en las que, por ejemplo, el voltaje de aceleración de la fuente de radiación es ajustada en base a dicha medida, aquí se controla duración de los impulsos. El control es realizado de manera que la dosis de radiación producida por cada impulso (mA x s) se mantenga constante, es decir, el impulso se termina en el momento en el que la integral de la corriente alcanza un nivel preestablecido. Dicho control es más rápido que, por ejemplo, el control del voltaje indicado anteriormente y, con relación a la obtención de imágenes, es más relevante mantener constante la dosis real que el voltaje, que afecta a la dosis indirectamente. Dicho ajuste preciso de la fuente de radiación es ventajoso particularmente en la obtención de imágenes “offset” en la que el procedimiento de obtención de imágenes es bastante largo ya que los medios de obtención de imágenes giran 360 grados completos, lo que requiere tiempo y, de esta manera, supone una gran carga para la fuente de radiación.

El sistema de control del aparato está provisto de rutinas de control para permitir, por un lado, el funcionamiento pulsado de la fuente 14 de radiación y, por otro lado, salvar la información detectada por el detector 15 de obtención de imágenes y/o reenviarla periódicamente. Preferiblemente, la información del sensor se configura para que sea legible varias veces por segundo, tal como por ejemplo más de 10 veces por segundo. Es preferible sincronizar los periodos de irradiación con el funcionamiento del sensor de manera que la irradiación sea interrumpida siempre cuando la información es leída desde el sensor. La tasa de frecuencia es configurada preferiblemente al menos de manera que la duración del impulso de radiación corresponda a la distancia máxima que recorre el haz en el volumen desde el que se están obteniendo imágenes que corresponde al tamaño de vóxel que se pretende usar en la reconstrucción o, dicho de otra manera, la duración del impulso de radiación es configurada más corta que el tiempo máximo que puede ser necesario para que el haz ilumine el volumen desde el que se están obteniendo imágenes para una distancia que corresponde al tamaño de un vóxel que se pretende usar en la reconstrucción. La duración de los impulsos de radiación puede configurarse también más corta, incluso sustancialmente más corta que el tiempo que es necesario para que el sensor de imagen se mueva una distancia de un píxel del sensor durante la obtención de imágenes. El tamaño de píxel del sensor de obtención de imágenes puede configurarse para que sea del orden de 200  $\mu\text{m}$ , incluso más pequeño a medida que avanza la tecnología. El sensor de obtención de imágenes está dispuesto en conexión funcional con un ordenador, cuyo ordenador comprende medios para reconstruir una imagen bidimensional y/o tridimensional a partir de la información detectada por el sensor.

La radiación pulsada ofrece también una manera preferible para realizar una denominada obtención de imágenes de doble energía en conexión con la obtención de imágenes “offset”. La obtención de imágenes de doble energía ha sido usada en conexión con la determinación de las propiedades óseas. Según la descripción, la obtención de imágenes de doble de energía puede ser realizada, por ejemplo de manera alternativa, usando en la obtención de imágenes, mientras avanza la rotación de los medios de obtención de imágenes, impulsos generados por un primer voltaje y un segundo voltaje, pero obviamente pueden usarse también otras maneras de alterar el voltaje. Una de dichas maneras es generando impulsos como secuencias consecutivas, en las que siempre se genera el mismo número de impulsos primero por un voltaje, a continuación, por el otro voltaje.

Las Figs. 2a-2c muestran una configuración preferible para la realización de la obtención de imágenes “offset”. Las Figuras muestran un aparato de CT, que incluye una primera parte 11 de brazo que comprende medios de obtención de imágenes (una fuente 14 de radiación y un receptor de información 15 de imagen) y una segunda parte 12 de brazo que soporta dicha parte 11 de brazo. La primera parte 11 de brazo está dispuesta giratoria con respecto a la segunda parte 12 de brazo

alrededor de un primer eje 21 de rotación que conecta dichas partes 11, 12 de brazo. La fuente 14 de radiación y el receptor de información 15 de imagen están dispuestos en la primera parte 11 de brazo a una distancia entre sí en los lados opuestos del eje 21 de rotación. El aparato incluye un sistema de control no mostrado en las figuras adjuntas y al menos un actuador 31, 32 (véase la Fig. 3), que está dispuesto para accionar al menos la primera parte 11 de brazo y/o la segunda parte 12 de brazo alrededor de su eje 21 de rotación. La parte 12 de brazo que soporta la parte 11 de brazo que soporta los medios 14, 15 de obtención de imágenes está soportada además mediante un brazo 13 de soporte a una estructura 10 de soporte (en aras de la claridad y la generalidad, el objeto del que se desea obtener imágenes se dibuja en este contexto como "un hueso", en lugar de un cráneo o dientes, que sería el caso en realidad, cuando se considera la invención presente).

Las Figs. 2a - 2c muestran una estructura de brazo según una realización preferible dispuesta para realizar un modo de obtención de imágenes según la descripción. En esta configuración, la primera parte 11 de brazo que soporta los medios 14, 15 de obtención de imágenes es accionada en un ángulo deseado con respecto a la segunda parte 12 de brazo y durante la duración de la obtención de imágenes, es mantenida estacionaria con respecto a la segunda parte 12 de brazo, mientras que el movimiento real de los medios 14, 15 de obtención de imágenes durante la obtención de imágenes se realiza accionando la segunda parte 12 de brazo alrededor de su eje 22 de rotación. En esta configuración, según el principio de la obtención de imágenes "offset", el haz de radiación no cubre en todo momento toda la zona desde la cual se desea obtener imágenes, ni el eje central del haz de radiación generado por la fuente 14 de radiación pasa continuamente a través del centro de la zona desde la que se desea obtener imágenes, sino que lo hace asimétricamente con respecto a la zona de la que se desea obtener imágenes, siendo un resultado de esto que la construcción de brazo debe ser girada 360 grados completos con el fin de cubrir el volumen completo del que se desea obtener imágenes. Como consecuencia de esta geometría de obtención de imágenes asimétrica, sin embargo, la información para la retroproyección, después de la rotación de 360 grados, ha sido recopilada a partir de una zona más amplia de lo que sería en el caso de una obtención de imágenes simétrica.

En la configuración según las Figs. 2a - 2c, la parte 12 de brazo que soporta la parte 11 de brazo que soporta los medios 14, 15 de obtención de imágenes está fijada a su brazo 13 de soporte mediante un segundo eje 22 de rotación. Esta configuración permite también dichos modos de imagen no mostrados en las figuras, tales como la obtención de imágenes panorámicas, en los que el centro 21 de rotación de la parte 11 de brazo que soporta los medios de obtención de imágenes es movido durante la obtención de imágenes. Además, cuando el brazo 13 de soporte está dispuesto también giratorio con respecto a su propio eje 23 de rotación, la parte 11 de brazo que soporta los medios 14, 15 de obtención de imágenes puede ser posicionada libremente dentro del intervalo operativo del conjunto de brazos 11, 12, 13, lo que proporciona alternativas versátiles para la realización de diversas geometrías de obtención de imágenes.

El tamaño del volumen desde el que se pueden obtener imágenes usando el modo de obtención de imágenes según las Figs. 2a - 2c depende del ángulo entre la primera parte 11 de brazo y la segunda parte 12 de brazo en el que han sido dispuestas como no rotativas una con relación a la otra durante la duración de la obtención de imágenes. Una realización preferible, que tampoco se muestra de manera individual en las figuras, comprende dos movimientos realizados en sentidos de rotación opuestos, el primero de los cuales es realizado, por ejemplo, según la Fig. 2 con un ángulo "alfa" constante entre la primera parte 11 de brazo y la segunda parte 12 de brazo, pero ahora usando un ángulo de giro de sólo 180 grados, y el movimiento de retorno de un ángulo de giro equivalente es realizado, por lo demás, de manera similar, pero ahora con un ángulo "-alfa" entre las partes del brazo en cuestión. Cuando se hace funcionar de esta manera, el mecanismo de rotación del conjunto de brazos es más sencillo de realizar ya que no es necesario considerar los problemas técnicos que conlleva la rotación de 360 grados. Más generalmente, en este modo de obtención de imágenes el ángulo de rotación del primer movimiento y su movimiento contrario no tienen que ser particularmente de 180 grados, pero puede conseguirse el mismo resultado final variando este ángulo de rotación y, por otro lado, dicho ángulo "alfa" de una manera correspondiente. Naturalmente, el mismo principio es realizable también con estructuras de brazo diferentes de las mostradas en las Figs. 2a - 2c.

El aparato puede ser realizado como se muestra simplificado en la Fig. 3. La estructura 10 de soporte es realizada en la Fig. 3 como una parte 10 de cuerpo vertical que soporta el brazo 13 de soporte y la primera parte 11 de brazo y la segunda parte 12 de brazo conectadas a la misma. La primera parte 11 de brazo que soporta los medios 14, 15 de obtención de imágenes está dispuesta giratoria alrededor del eje 21 de rotación soportado en la segunda parte 12 de brazo y la segunda parte 12 de brazo es giratoria una vez más alrededor del eje 22 de rotación soportado en el brazo 13 de soporte. En la Fig. 3, en conexión con los ejes 21, 22 de rotación están dispuestos los actuadores 31, 32 primero y segundo que pueden accionar la primera parte 11 de brazo y la segunda parte 12 de brazo bajo el control del sistema de control del aparato. Según la descripción, el sistema de control comprende rutinas de control para realizar la obtención de imágenes según las Figs. 2a - 2c. En principio, el accionamiento de la primera parte 11 de brazo y la segunda parte 12 de brazo puede ser realizado también con medios adecuados mediante un único actuador. El brazo 13 de soporte puede estar dispuesto también giratorio con respecto a la estructura 10 de soporte, en la configuración según la Fig. 3, como accionado por un tercer actuador 33. Es posible proporcionar a la parte 10 de carcasa un movimiento vertical no mostrado en la Fig. 3. El aparato incluye además típicamente unos medios 16 de soporte de paciente que, en la configuración según la Fig. 3, están dispuestos en la parte 10 de cuerpo. El brazo 13 de soporte puede estar fijado también, por ejemplo, a un techo o una pared, de manera que los medios 16 de soporte de paciente puedan estar dispuestos en alguna otra ubicación fija con respecto al conjunto de brazos 11, 12, 13 del aparato.

5 En el aparato que tiene una parte 10 de cuerpo vertical según la Fig. 3, el movimiento vertical puede realizarse, por ejemplo, de manera que se haga que los medios 16 de soporte de paciente se muevan a lo largo del movimiento vertical de la construcción 11, 12, 13 de brazo o de manera que los medios 16 de soporte de paciente y la construcción 11, 12, 13 de brazo estén provistos de libertad de movimiento vertical independiente entre sí. Con dicha construcción, la posición del volumen desde el que se están obteniendo imágenes puede ser dispuesta en un punto deseado dentro del rango operativo del conjunto de brazos 11, 12, 13, tanto en la dirección horizontal como en la vertical, sin mover el paciente.

10 El aparato de obtención de imágenes según la invención puede estar dispuesto en conexión con un ordenador separado de manera que el propio aparato de CT no tenga que comprender necesariamente medios para procesar la información detectada por el detector 15. El detector 15 usado en el aparato puede ser, por ejemplo un sensor CMOS o uno basado en la denominada detección directa. Es posible reconstruir una imagen a partir de la información detectada por el sensor con procedimientos conocidos de por sí, tal como los denominados algoritmos de retroproyección filtrada o iterativos.

15 En el aparato según la descripción, las coordenadas deseadas de los ejes 21, 22 de rotación y las orientaciones de las partes 11, 12, 13 de brazo pueden ser editables en el sistema de control del aparato mediante una interfaz de usuario, o el aparato puede estar provisto por ejemplo de luces de posición, conocidas de por sí, o alguna otra configuración correspondiente mediante la cual las coordenadas deseadas puede disponerse para ser transmitidas automáticamente al sistema de control. El sistema de control puede incluir también una o más de una posiciones predeterminadas para los medios 14, 15 de obtención de imágenes, así como rutinas de control mediante las cuales pueden cubrirse más de un tipo de volumen. En tal caso, una rutina de control puede comprender comandos de control para accionar la primera parte 11 de brazo y la segunda parte 12 de brazo a una posición de inicio de obtención de imágenes que está preestablecida o es introducida en el sistema de control.

20

25 Los medios de obtención de imágenes del aparato de CT según la invención incluyen un sensor de área, el denominado sensor de fotograma, usado de manera sustancial en la obtención de imágenes CBCT. La superficie activa del sensor puede ser circular, rectangular o de tipo cuadrada, siendo su diámetro o longitud de lado del orden de 10 - 20 cm. Configurando la colimación del haz producido por la fuente de radiación de manera que se corresponda con las dimensiones de dicho un sensor y usando una distancia fuente-imagen (SID, Source-Image-Distance), por ejemplo, del orden de 50 - 60 cm, el aparato según la descripción puede obtener imágenes de volúmenes de varios tamaños en el área del arco dental.

30 Es evidente para las personas con conocimientos en la materia que, especialmente con el avance de la tecnología, la idea básica de la invención puede ser realizada de muchas maneras diferentes, y sus diferentes realizaciones no se limitan a los ejemplos anteriores, sino que pueden variar dentro del alcance definido por las reivindicaciones adjuntas. Como ejemplo, cabe señalar que no se pretende que el término "eje de rotación" usado en la presente memoria descriptiva se entienda estrictamente como un eje físico, sino que puede hacer referencia a cualquier eje virtual que proporciona una funcionalidad correspondiente o un pivote cojinete o alguna otra estructura física.

**REIVINDICACIONES**

- 1.- Aparato de tomografía computarizada (CT) para odontología, cuyo aparato comprende una parte (11) de brazo dispuesta de manera giratoria alrededor de al menos un eje (21, 22, 23) de rotación con la ayuda de un actuador (31, 32, 33), a cuya parte (11) de brazo y a una distancia entre sí se han dispuesto una fuente (14) de radiación y un detector (15) de obtención de imágenes, un sistema de control para controlar dichos actuador (31, 32, 33), fuente (14) de radiación y detector (15) de obtención de imágenes, en el que dicho sistema de control comprende una primera rutina de control dispuesta para controlar dicha fuente (14) de radiación para producir radiación pulsada y en el que dicha parte (11) de brazo del aparato está dispuesta para ser situada o transferible con respecto al volumen del que se desea obtener imágenes a dicha ubicación, y el sistema de control comprende una rutina de control tal que, cuando la parte (11) de brazo es girada durante una exploración de obtención de imágenes CT, al menos en un intervalo angular sustancial o en todo el intervalo angular de la exploración de obtención de imágenes, solo una parte del volumen dispuesto para obtener imágenes del mismo está dentro del haz de radiación, caracterizado por que el aparato comprende unos medios para medir la corriente anódica de la fuente de radiación y por que dicha primera rutina de control comprende el ajuste de la duración de los impulsos de radiación de manera que la corriente anódica de la fuente de radiación es medida y el impulso es terminado siempre en el punto cuando integral de la corriente alcanza un valor preestablecido.
- 2.- Aparato según la reivindicación 1, en el que dicho sistema de control está dispuesto para controlar que la lectura de la información desde dicho detector (15) de obtención de imágenes tenga lugar en aquellos momentos de tiempo en los que la irradiación ha sido interrumpida.
- 3.- Aparato según la reivindicación 1 ó 2, en el que la duración de un único impulso de radiación es dispuesta más corta que el tiempo máximo que puede necesitarse para que el haz ilumine el volumen del que se están obteniendo imágenes para una distancia que corresponde al tamaño del vóxel que se pretende usar en la reconstrucción, o más corta o sustancialmente más corta que el tiempo que transcurre cuando dicho detector (15) de obtención de imágenes se mueve durante la obtención de imágenes una distancia de un pixel del detector.
- 4.- Aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 1 - 3, en el que dicho detector (15) de obtención de imágenes es un sensor de área circular, rectangular o de tipo cuadrada, cuyo diámetro o longitud de lado es del orden de 10 - 20 cm.
- 5.- Aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 1 - 4, en el que dicho detector (15) de obtención de imágenes ha sido dispuesto para salvar y/o reenviar la información que ha recibido varias veces por segundo, tal como por ejemplo, más de 10 veces por segundo.
- 6.- Aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 1 - 5, en el que dicha primera rutina de control comprende controlar la fuente de radiación de manera que una parte de los impulsos sea generada con un mayor voltaje, otra parte con un voltaje más bajo.
- 7.- Aparato según la reivindicación 6, en el que la primera rutina de control comprende generar un impulso con un voltaje más alto y un impulso siguiente con un voltaje más bajo, y así sucesivamente, o en períodos consecutivos durante los cuales siempre se genera el mismo número de impulsos primero por un voltaje, a continuación, por el otro voltaje.
- 8.- Aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 1 - 7, en el que el aparato incluye
- una primera parte (11) de brazo dispuesta giratoria alrededor de un eje (21) de rotación sustancialmente vertical con la ayuda de un actuador (31, 32, 33), a cuya parte (11) de brazo y a una distancia entre sí y en los lados opuestos de dicho eje (21) de rotación, se han dispuesto una fuente (14) de radiación y un detector (15) de obtención de imágenes,
  - una segunda parte (12) de brazo dispuesta giratoria alrededor de un eje (22) de rotación sustancialmente vertical con la ayuda de un actuador (31, 32, 33), cuya segunda parte (12) de brazo está dispuesta para soportar dicha primera parte (11) de brazo, y en el que
  - dicho sistema de control comprende una segunda rutina de control que controla dicho al menos un actuador (31, 32, 33) del aparato de manera que durante un procedimiento de obtención de imágenes, dicha primera parte (11) de brazo no gira, sino que permanece en su sitio con relación a dicha segunda parte (21) de brazo, y dicha segunda parte (12) de brazo gira alrededor de su eje (22) de rotación.
- 9.- Aparato según la reivindicación 8, en el que dicha segunda rutina de control comprende una etapa en la que, antes del procedimiento de obtención de imágenes real, la primera parte (11) de brazo es accionada en un ángulo deseado con relación a la orientación de la segunda parte (12) de brazo.

## ES 2 612 628 T3

- 10.- Aparato según la reivindicación 8 ó 9, en el que dicha segunda rutina de control comprende girar la segunda parte (12) de brazo alrededor de su eje de rotación sustancialmente 360 grados.
- 11.- Aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 8 - 10, en el que dicha primera parte (11) de brazo está soportada por dicha segunda parte (12) de brazo mediante el eje (21) de rotación de la primera parte de brazo.
- 5 12.- Aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 8 - 11, en el que los ejes (21, 22) de rotación de dicha primera parte (11) de brazo y dicha segunda parte (12) de brazo son sustancialmente paralelos y/o la distancia entre los mismos es constante.



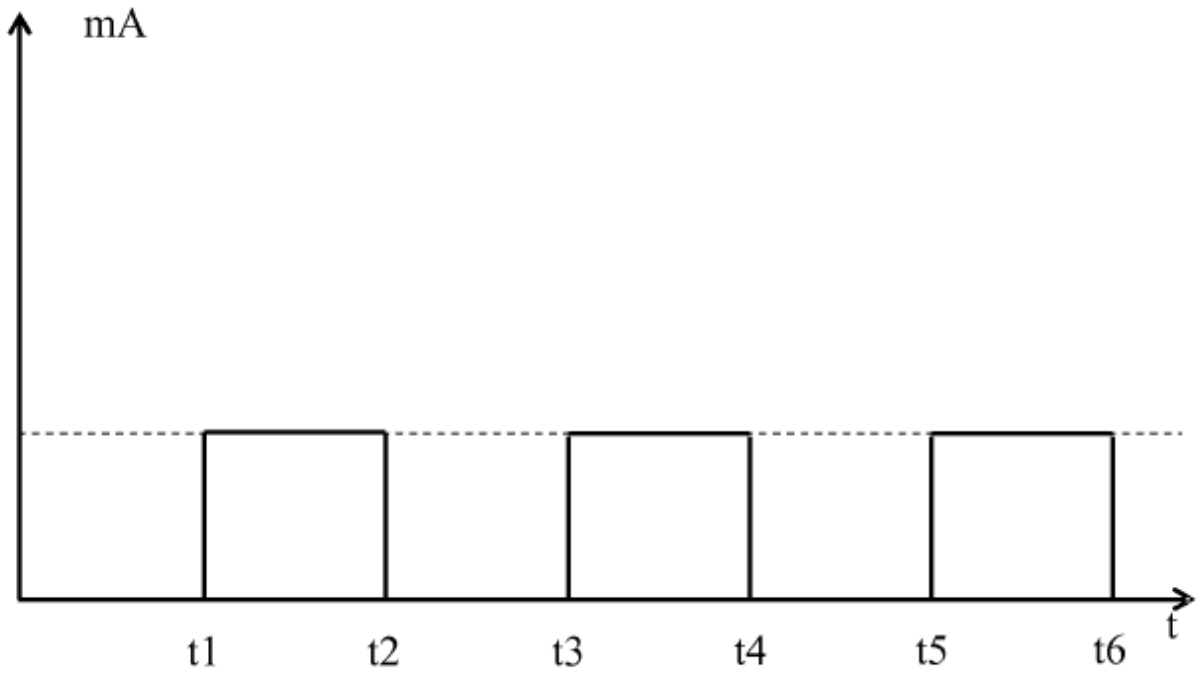


FIG. 1a

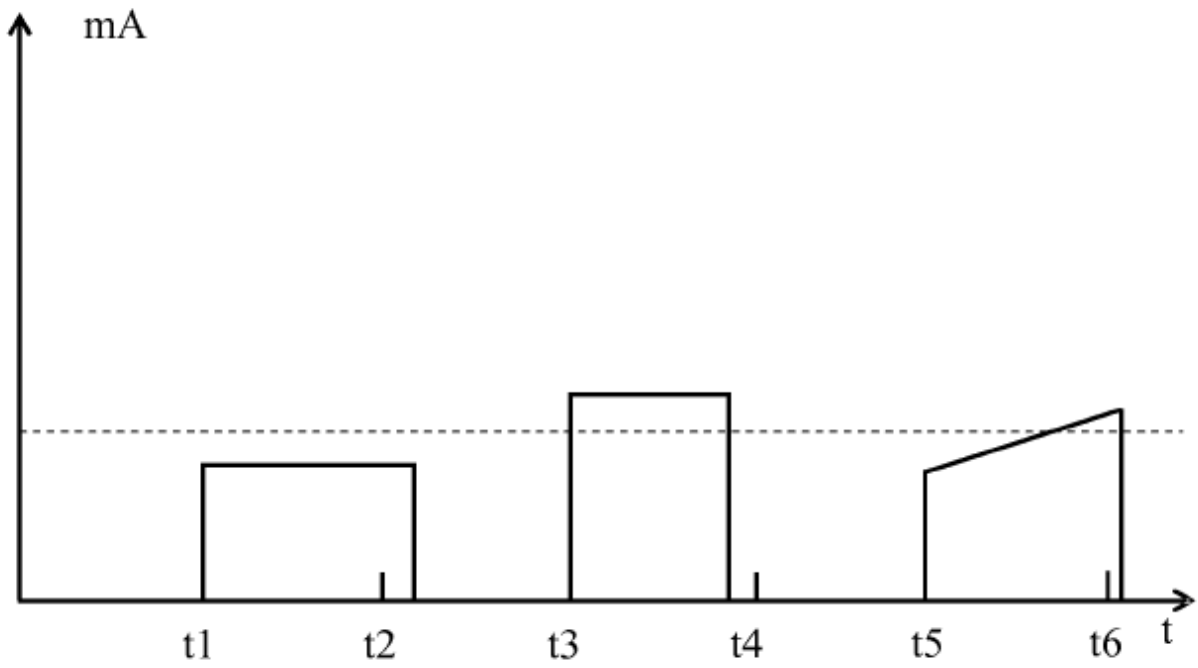


FIG. 1b

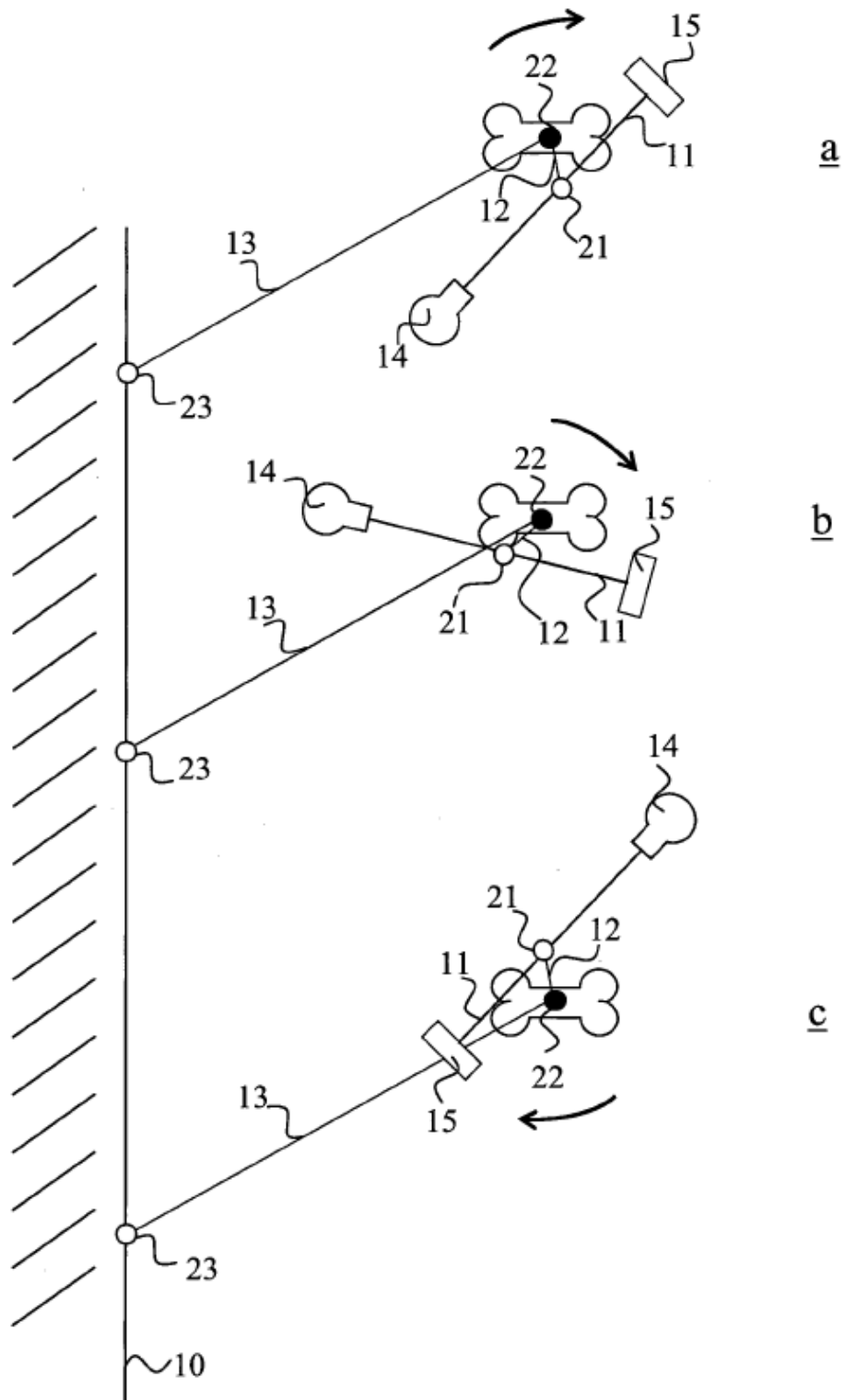


FIG. 2

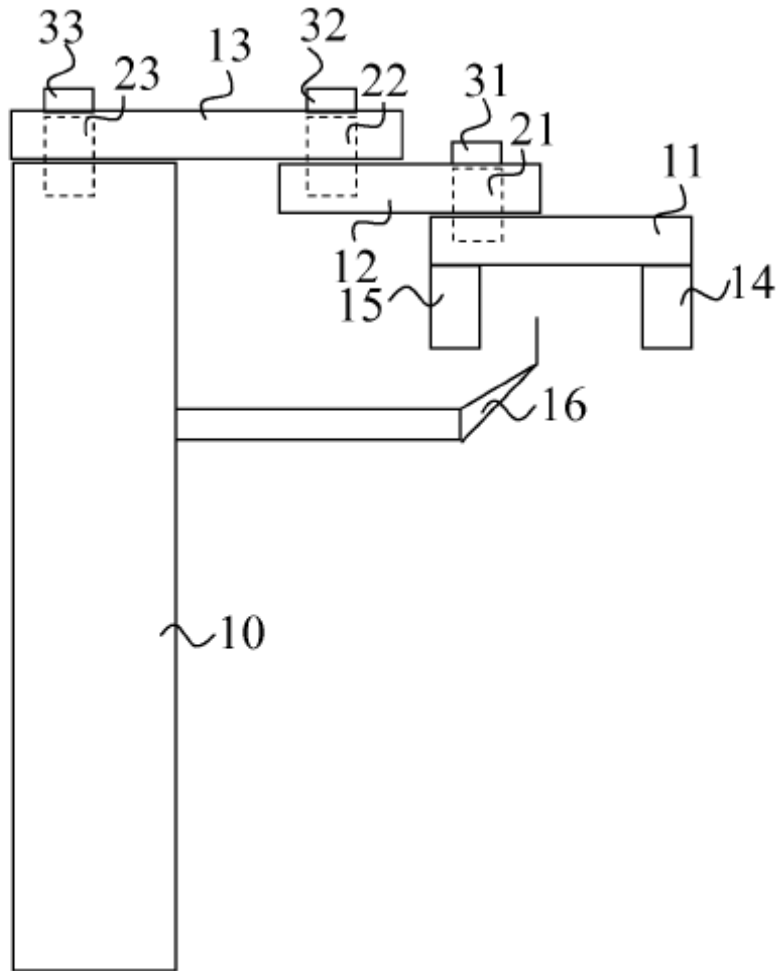


FIG. 3