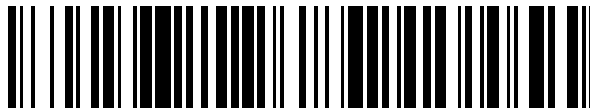


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 376 093**

51 Int. Cl.:
A61B 6/10

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **09757234 .1**

96 Fecha de presentación: **29.05.2009**

97 Número de publicación de la solicitud: **2328478**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **08.06.2011**

54 Título: **UN SISTEMA DE ESCANEEO CT.**

30 Prioridad:
06.06.2008 EP 08010336

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
08.03.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
08.03.2012

73 Titular/es:
**GNI ApS
Hösterkøbvej 52
2970 Hörsholm, DK**

72 Inventor/es:
NIELSEN GROOT, Gorm

74 Agente/Representante:
de Elzaburu Márquez, Alberto

ES 2 376 093 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

Un sistema de escaneo CT

Campo de la invención

5 La presente invención se refiere, de manera general, a un sistema de barrido o escaneo de rayos X tomográfico controlado por ordenador (CT, por sus siglas en inglés) y, más particularmente, a un sistema de barrido CT que tiene una cabina protegida frente a los rayos X. De manera ventajosa, el sistema de la invención se puede usar en hospitales o en clínicas veterinarias, especialmente para el escaneo o barrido CT de gatos, perros y otras mascotas.

Descripción de la técnica anterior

10 La tomografía controlada por ordenador o tomografía computerizada (CT) es una técnica de diagnóstico cuyo uso en seres humanos se conoce desde los primeros años 70 del siglo XX. Utilizando un tubo de rayos X, un detector de rayos X (cámara de rayos X) y un ordenador, es posible crear imágenes de múltiples secciones transversales del cuerpo de un paciente. En el barrido o escaneo tomográfico controlado por ordenador muchas imágenes bidimensionales axiales (transversales) se reconstruyen mediante análisis por ordenador de la intensidad de rayos X transmitida. Esto da como resultado una vista detallada y fijada en la zona de interés del paciente.

15 En el tipo convencional de escáner CT de barrido helicoidal, la parte superior de la mesa de una camilla del paciente sobre la que se coloca el objeto que se va a escanear se mueve continuamente a una velocidad constante a través de un pórtico en forma de cúpula para tomografía de rayos X controlada por ordenador. Sin embargo, se conocen escáneres CT en los cuales el pórtico de rayos X se mueve a lo largo de la mesa soporte del paciente, de forma que el objeto sobre la mesa soporte del paciente se puede escanear sin moverlo. Tales escáneres se conocen a partir de
20 los documentos de las patentes de Estados Unidos números Re. 36.099, 5.109.397, 6.840.673 y 6.212.251.

Los escáneres CT convencionales de gran tamaño pueden necesitar una toma eléctrica de alta potencia, especial, tal como una toma de corriente alterna trifásica. Pero se han descrito escáneres CT operados mediante baterías recargables para hacer que el sistema sea capaz de funcionar con corriente alterna de 110/220 voltios en los documentos de las patentes de Estados Unidos números 5.226.064, 5.808.376 y Re. 35.025.

25 Los escáneres CT de gran tamaño se localizan normalmente en los departamentos de rayos X de hospitales y se alojan en caras habitaciones protegidas, pero en el documento de la patente de Estados Unidos número 4.977.585 se ha propuesto un escáner CT autoprotegido. En este caso, el escáner tiene un túnel para pacientes en el cual las paredes y los extremos del túnel incluyen material de protección para formar un cerramiento protegido dentro del cual se escanea la parte del cuerpo del paciente. Sin embargo, el túnel del paciente protegido es más corto que el
30 propio paciente y solamente una parte del paciente está dentro del túnel, lo que conduce al problema de tener protecciones eficaces de los extremos del túnel del paciente.

La veterinaria se enfrenta actualmente a muchos retos de diagnóstico que sólo se pueden resolver mediante escáneres CT. Para una clínica veterinaria es difícil invertir en un escáner CT de tipo estándar para humanos de gran tamaño. El coste total de posesión de tal equipo es demasiado alto y, por lo tanto, no hay negocios que
35 compren un escáner CT para humanos para uso veterinario, o, en todo caso, la posibilidad de ello es baja y arriesgada. Ésta podría ser la razón que explica que apenas se vean escáneres CT para humanos en clínicas u hospitales veterinarios.

El documento de la patente de Estados Unidos número US-A-5.604.784 describe un sistema con las características de la primera parte de la reivindicación 1.

40 De este modo, se necesita un sistema de escaneo o barrido CT diseñado específicamente para satisfacer las necesidades de las clínicas y hospitales veterinarios que suponga un coste más bajo, comparado con el de los escáneres CT existentes para uso en humanos.

Resumen de la invención

45 Según la presente invención, se proporciona un sistema de escaneo o barrido CT, según se define en la especificación 1, que comprende: una mesa para el paciente; un pórtico que comprende una fuente de rayos X configurada para irradiar un haz de rayos X mientras gira al menos de forma parcial alrededor de un objeto dispuesto sobre la mesa del paciente con el fin de escanearlo, comprendiendo además dicho pórtico un detector de rayos X configurado para recibir los rayos X que pasan a través del objeto que se escanea y configurado además para proporcionar señales de salida representativas de los rayos X recibidos; y una cabina de rayos X que comprende
50 material de protección frente a los rayos X y que rodea completamente el pórtico. La cabina de rayos X rodea completamente la mesa del paciente. En consecuencia, está dentro de una realización de la invención que la mesa del paciente esté configurada de tal forma que esté insertada al menos parcialmente o totalmente en la cabina de rayos X.

Debería aquí comprenderse que la expresión “mesa del paciente” se refiere a una cama o camilla sobre la cual

- 5 permanece el objeto que se va a escanear durante la operación de escaneo. Según una realización de la presente invención, el cuerpo completo del objeto que se va a escanear se puede disponer dentro de la cabina de rayos X durante una operación de barrido o escaneo y cuando en el texto nos referimos a que la mesa del paciente está completamente rodeada por la cabina de rayos X, es la parte de la mesa, cama o camilla sobre la cual reposa el objeto que se va a escanear la que está completamente insertada en la cabina de rayos X y por lo tanto completamente rodeada por la cabina de rayos X.
- 10 Según una realización de la invención, la cabina de rayos X puede tener una parte final o extremo con una abertura para el paciente que permita la introducción del paciente en la cabina de rayos X a través de dicha abertura. El sistema de escaneo CT de la invención comprende además una parte de cierre o puerta para proporcionar un cierre protegido frente a los rayos X de la apertura del paciente en el primer extremo.
- 15 Está dentro del alcance de una o más realizaciones de la invención el hecho de que se proporcionen uno o más paneles de acceso en la cabina de rayos X, requiriendo dicho panel o dichos paneles el uso de herramientas para poder abrirlos y siendo diseñados para ser retirados o abiertos para propósitos de mantenimiento o de servicio.
- 20 Se prefiere que la cabina de rayos X sea de forma sustancialmente tubular o cilíndrica, pero también está dentro del alcance de la invención que la cabina tenga otras formas, tales como una forma final elíptica, rectangular o cuadrada. También se prefiere que la cabina de rayos X tenga una forma alargada.
- 25 La cabina de rayos X puede tener una primera y una segunda paredes en los extremos dispuestas una enfrente de la otra y la abertura del paciente se puede disponer en la primera de dichas paredes extremas.
- 30 Según una realización de la invención, la cabina de rayos X tiene una ventana formada por un material que protege frente a los rayos X.
- 35 Está dentro del alcance de una o más realizaciones de la invención que la cabina de rayos X esté formada por al menos dos partes. En este caso, la cabina de rayos X puede estar formada por dos partes que son sustancialmente imágenes especulares una de la otra; cada una de dichas partes que son imágenes especulares soporta aproximadamente la mitad de la abertura del paciente. Preferentemente, cada una de las partes que forman la cabina de rayos X se dimensiona de tal forma que pueda pasara a través de una puerta de oficina estándar.
- 40 Debería entenderse que, según los principios de la presente invención, la abertura del paciente se puede dimensionar de acuerdo con el tamaño de los objetos que se vayan a escanear; dichos objetos tienen que estar completamente introducidos en la cabina de rayos X.
- 45 Según una realización de la invención, la abertura del paciente puede tener una anchura o un diámetro de al menos 200 mm, como una de al menos 400 mm, como aproximadamente 500 mm. También está dentro del alcance de una o más realizaciones de la invención que la abertura del paciente tenga una anchura o un diámetro no mayor de 800 mm.
- 50 La invención cubre una realización en la cual la cabina de rayos X tiene una anchura o un diámetro de al menos 700 mm, como de al menos 1000 mm, como de al menos 1600 mm, como de al menos 2000 mm. Preferentemente, la cabina de rayos X tiene una anchura o un diámetro no mayor de 2500 mm.
- La invención cubre también realizaciones en las cuales la cabina de rayos X tiene una longitud de al menos 600 mm, como de al menos 1000 mm, como de al menos 1500 mm, como en el intervalo de 1800 a 2000 mm. Preferentemente, la cabina de rayos X tiene una longitud no mayor de 3000 mm.
- La presente invención cubre realizaciones en las cuales las partes de la pared de la cabina de rayos X comprenden una capa de plomo o de wolframio para obtener dicha protección frente a los rayos X. También está dentro del alcance de las realizaciones de la invención que la parte de cierre o puerta comprenda una capa de plomo o de wolframio para obtener dicha protección frente a los rayos X y que la ventana comprenda plomo o wolframio para obtener dicha protección frente a los rayos X. Sin embargo, también está dentro del alcance de la invención que se puedan usar otros materiales adecuados para obtener el efecto de protección frente a los rayos X.
- Está dentro del alcance de una realización de la invención que la cabina de rayos X se disponga sobre una estructura de soporte para de este modo ser elevada o colocada a una distancia por encima del suelo del piso. En este caso, la cabina de rayos X puede sujetarse mediante varios soportes ajustables para nivelarla.
- Se prefiere que la parte de cierre o puerta esté conectada a la primera parte final o extremo de la mesa del paciente. También se prefiere que la mesa del paciente comprenda al menos dos tubos de fibra de carbono para soportar el objeto que se va a escanear. En este caso, los tubos de fibra de carbono se pueden fabricar de un material de fibra de carbono casi transparente a la radiación que tiene un coeficiente de atenuación lineal inferior a 10.000 unidades Hounsfield (HU), como inferior a 5000 HU, como inferior a 3000 HU, como inferior a 2000 HU. También se prefiere que la mesa del paciente comprenda una lona que se extiende entre los dos tubos de fibra de carbono para sujetar el objeto que se va a escanear. Según una realización de la invención, la mesa del paciente tiene forma alargada.

Según la invención, la mesa del paciente está soportada por un tren de rodamiento móvil, de tal modo que se pueda mover hacia dentro y hacia fuera a través de la abertura del paciente. En este caso, cuando la cabina de rayos X se dispone sobre una estructura de soporte para que de esta forma se pueda elevar a una distancia por encima del suelo, el tren de rodamiento móvil o la parte inferior del mismo se puede configurar para que se coloque por debajo de la cabina de rayos X cuando la mesa del paciente se mueve a través de la abertura del paciente y se coloca dentro de la cabina de rayos X. Se prefiere que la parte de cierre o puerta y el tren de rodamiento estén conectados a la mesa del paciente en el mismo extremo de la mesa del paciente.

Dentro del alcance de una realización de la invención está el hecho de que se proporcione una abertura en la parte de cierre, la cual conduce a una tubería protegida frente a los rayos X dispuesta sobre la cara exterior de la parte de cierre, de forma que se puedan alimentar a través de la parte de cierre cables y/o tuberías. La parte de cierre o puerta se puede proporcionar con una función de enclavamiento que se active solamente cuando la parte de cierre o puerta esté en la posición de cerrado respecto de la apertura o puerta de la cabina de rayos X. De este modo, se prefiere que la función de enclavamiento se configure de tal forma que la función de barrido o escaneo de rayos X se pueda llevar a cabo solamente cuando la función de enclavamiento esté activa. La presente invención cubre diferentes realizaciones de la función de enclavamiento, como obtener la función de enclavamiento utilizando un contacto mecánico o magnético.

La presente invención cubre también una o más realizaciones en las que el sistema de barrido o escaneo CT comprende además: un cargador de batería para recibir energía eléctrica de una fuente de energía externa y para proporcionar una señal de corriente continua regulada; un conjunto o montaje de baterías recargables para almacenar energía eléctrica recibida a través de la señal de energía de corriente continua regulada y un generador de alto voltaje para proporcionar energía eléctrica a la fuente de rayos X durante la operación de barrido. En este caso, el conjunto de la batería recargable se puede adaptar para proporcionar energía eléctrica al generador de alto voltaje durante la operación de escaneo o barrido. El generador de alto voltaje se puede adaptar para generar un voltaje en el intervalo de 30.000 a 140.000 voltios para proporcionar energía eléctrica a la fuente de rayos X y se puede adaptar para proporcionar potencia eléctrica en el intervalo de 500 W a 10 KW para suministro de la energía eléctrica a la fuente de rayos X. El montaje de batería se puede dimensionar para almacenar una cantidad de energía eléctrica que sea suficiente para alimentar el generador de alto voltaje sin interrupción durante todo el proceso de barrido o escaneo. Así, el montaje de batería puede comprender un número suficiente de baterías recargables para almacenar dicha cantidad de energía eléctrica, como al menos 12 o al menos 16 baterías recargables. Se prefiere que el sistema de escaneo CT comprenda además un montaje de filtro insertado entre la fuente externa de energía y el cargador de baterías.

La presente invención cubre también una o más realizaciones en las cuales el sistema de barrido o escaneo CT comprende además un sistema de movimiento lineal para mover el pórtico a lo largo de una parte sustancial de la mesa del paciente, cuando la mesa del paciente se introduce en la cabina de rayos X. En este caso, el sistema de movimiento lineal se puede adaptar para mover el pórtico en una dirección sustancialmente perpendicular a la dirección del movimiento rotacional de la fuente de rayos X. Se prefiere que el sistema de barrido CT se adapte para llevar a cabo una operación de escaneo mientras que la fuente de rayos X gira alrededor de la mesa del paciente durante un período de tiempo cuando no hay movimiento del pórtico por el sistema de movimiento lineal. En este caso, el sistema de escaneo CT se puede adaptar para hacer girar la fuente de rayos X a un ángulo en el intervalo de 170° a 190°, como por ejemplo aproximadamente 180°, cuando se lleva a cabo dicha operación de barrido en el período de tiempo en que el pórtico no se mueve mediante el sistema de movimiento lineal. Según una realización de la invención, el pórtico comprende una parte de estátor y una parte de rotor, de forma que la parte del rotor sujeta la fuente de rayos X y está adaptada para girar a un ángulo de al menos 170° o al menos 180° durante una operación de escaneo o barrido.

Está dentro del alcance de una o más realizaciones de la invención que el sistema de movimiento lineal se adapte para mover el pórtico a lo largo de la mesa del paciente en etapas sucesivas y que el sistema de barrido CT se adapte para realizar una operación de escaneo después de cada etapa de movimiento, de tal modo que se pueda conseguir un escaneo por capas del objeto del barrido. En este caso, el sistema de movimiento lineal se puede adaptar para mover el pórtico a lo largo de la mesa del paciente en pasos o etapas de una longitud que está comprendida en el intervalo de 10 a 50 mm, como en el intervalo de 20 a 30 mm, como aproximadamente 25 mm. También está dentro del alcance de una o más realizaciones de la invención que el sistema de escaneo CT se adapte para girar la fuente de rayos X a una velocidad de rotación en el intervalo de 0,3 a 30 rpm, como en el intervalo de 0,3 a 10 rpm, como en el intervalo de 0,5 a 5 rpm, como aproximadamente 0,7 rpm, cuando se lleva a cabo dicha operación de escaneo en el período de tiempo en que el pórtico no se mueve mediante el sistema de movimiento lineal.

La presente invención cubre, además, una realización en la que el detector de rayos X tiene varios elementos detectores dispuestos de forma curvada enfrente de la fuente de rayos X y la fuente de rayos X tiene un tubo de rayos X con la dimensión del punto focal (área de enfoque) escogida de tal forma que el sistema trabaje de manera óptima en los elementos del detector dispuestos centralmente con una disminución de la resolución del escaneo para los elementos del detector dispuestos fuera del borde de la forma curvada de elementos detectores.

Debería entenderse que cuando se usan los principios de la presente invención, es posible producir un escáner CT

que puede diseñarse específicamente para conseguir satisfacer las necesidades de los veterinarios a un precio razonable. Tal escáner CT para uso veterinario tiene las siguientes ventajas, cuando se compara con los escáneres existentes para su uso en humanos:

- 5 - Coste total de posesión menor (costes más bajos de compra, de instalación, de puesta en marcha, de funcionamiento y de mantenimiento).
- Debido a la cabina de rayos X con la protección frente a la radiación, no es necesario proteger y asegurar la habitación frente a la radiación, puesto que la unidad se puede clasificar como cabina de rayos X.
- Para escáneres CT que tienen una fuente de energía recargable, es posible utilizar una toma de energía estándar.
- 10 - Instalación y puesta en servicio rápidas (el escáner CT se puede instalar y utilizar en una clínica en uno a dos días).
- Es sencillo y fácil de utilizar (puede necesitar menos formación para el personal que lo hace funcionar – en consecuencia, una clínica será menos dependiente de uno o unos pocos operadores formados).
- 15 - Menor peso y espacio de funcionamiento, lo cual hace posible instalar el escáner CT sobre el suelo de una habitación de oficina o en una clínica estándar.
- Para escáneres con una ventana de plomo, el veterinario puede permanecer cerca del escáner CT y observar el animal a través de la ventana durante el proceso de escaneo.
- Distancia corta entre el animal y el equipo de vigilancia o médico.
- 20 - Para escáneres con una mesa de paciente móvil, es posible tener más de una mesa de paciente y, por lo tanto, es posible aumentar el uso del escáner CT (cuando se está escaneando un animal, al mismo tiempo se puede ir preparando otro animal para escanearlo sobre otra mesa de paciente).

Breve descripción de los dibujos

La figura 1 es una vista en perspectiva esquemática de un sistema de escaneo o barrido de tomografía controlada por ordenador (CT) según una realización de la invención.

25 La figura 2 es una vista en perspectiva esquemática de una cabina de rayos X según una realización de la invención.

La figura 3 es una vista en perspectiva esquemática de un montaje de rotor según una realización de la invención. El montaje del rotor comprende un tubo de rayos X, un generador de alto voltaje y una cámara de rayos X.

La figura 4 es una vista en perspectiva esquemática de un estátor según una realización de la invención.

30 La figura 5 es una vista en perspectiva esquemática de una mesa de paciente móvil según una realización de la invención.

La figura 6 es un diagrama de bloques que ilustra una unidad de suministro de energía según una realización de la invención.

Y la figura 7 es un dibujo esquemático que ilustra la disposición del punto focal (área de enfoque) en un tubo de rayos X según una realización de la invención.

35 **Descripción detallada de la invención**

En la figura 1 se muestra una realización de un escáner CT según la presente invención, el cual puede usarse como escáner CT para usos veterinarios. El escáner CT de la figura 1 comprende una cabina de rayos X 10 protegida frente a la radiación. La cabina 10 se fabrica en dos partes para que sea fácil instalarla y tiene dimensiones que permiten que cada una de las dos partes pueda pasar a través de una puerta estándar de oficina. La cabina 10 tiene una ventana de plomo 15 montada en uno de los laterales lo que permite observar al animal que va a ser escaneado durante el proceso de escaneo. El escáner CT de la figura 1 comprende además un pórtico con un estátor 16 y un montaje de rotor 17; el montaje del rotor 17 comprende una placa de rotor 30, la cual sujeta un tubo de rayos X 31, un generador de alto voltaje 32 y una cámara de rayos X 33, como se ve en la figura 3. Durante el barrido o escaneo, el montaje de rotor 17 girará parcialmente alrededor del animal que se va a escanear detectando a la vez los rayos X transmitidos a través del animal escaneado y recogiendo datos representativos de los rayos X detectados. El estátor 16, sobre el cual se monta el conjunto del rotor puede moverse en la dirección longitudinal (dirección x) de la cabina 10 sobre un conjunto de cojinetes lineales 42, como se ve en la figura 4. El escáner CT de la figura 1 se proporciona además con una unidad de suministro de energía 12 (véase figura 6), una mesa de paciente casi transparente a la radiación 13 (véase figura 5) y el equipo y programas informáticos necesarios para controlar el proceso de barrido y para procesar los datos de imágenes en un conjunto de imágenes que se pueda

40

45

50

emplear para el diagnóstico. En el extremos de la cabina 10 se disponen pantallas 11, como por ejemplo pantallas de cristal líquido (pantallas LCD); las pantallas están conectadas al ordenador del escáner para presentar una interfaz de usuario gráfica (GUI, por sus siglas en inglés) e imágenes CT. También se disponen en el extremo de la cabina 10 indicadores de control 14.

5 La figura 2 es una perspectiva esquemática de la cabina de rayos X 10 del escáner CT de la figura 1. La cabina de rayos X 20 en la figura 2 está formada por dos partes sustancialmente especulares entre sí, de manera que cada parte se dimensiona de tal forma que pueda pasar a través de una puerta de entrada de oficina estándar. Cuando se monta la cabina 20, habrá una abertura de paciente o pórtico a la cual se ajusta la mesa del paciente 13, de tal forma que un objeto o animal que esté colocado sobre la mesa del paciente 13 preparado para ser escaneado, se pueda mover a través de la abertura del paciente hacia la cabina de rayos X 20 para el proceso de escaneado. Cada una de las dos partes que forman la cabina 10 tiene soportes de altura ajustable 21 para nivelar el escáner CT de manera correcta en la clínica y para levantar la cabina 10 a una distancia del piso del suelo. En el lado derecho de la cabina 20 se monta una ventana de plomo 22 para inspección y observación del animal durante el escaneo.

15 Según una realización de la invención la cabina 10, 20 está formada por un marco de aluminio que se cubre con una capa de 2 mm de espesor de acrílico a la cual se pega una capa de plomo de 4 mm, para formar de esta manera una capa de protección contra los rayos X. Sobre la parte exterior de la capa de plomo se monta una placa de 0,5 mm de espesor de aluminio, que forma la superficie exterior de la cabina 10, 20. Para esta realización la cabina es casi cilíndrica, con un diámetro de 1600 mm y una longitud de 2100 mm.

20 Las dos partes que forman la cabina 10, 20 se pueden conectar entre sí mediante juntas con pernos y la superficie interior de las juntas se puede cubrir mediante una capa de 4 mm de plomo para asegurar la protección frente a los rayos X.

También está dentro del alcance de una realización de la invención que la cabina 10, 20 esté formada por acero laminado de un espesor de aproximadamente 12-16 mm. En su cara interior, el acero está forrado con una capa de plomo de un espesor de aproximadamente 1-2 mm, que dependerá de la intensidad de la fuente de rayos X. En este caso, la longitud de la cabina puede estar en el intervalo de 1800 a 2000 mm.

25 Debería entenderse que la presente invención cubre también realizaciones en las cuales la cabina 10, 20 está formada por más de dos partes, como por ejemplo tres o cuatro partes. También está dentro del alcance de realizaciones de la invención que la cabina 10, 20 pueda tener otras formas diferentes de la forma cilíndrica. Así, las partes finales o extremos de la cabina 10, 20 pueden tener forma elíptica, cuadrada o rectangular. También está dentro del alcance de realizaciones de la invención que la cabina pueda tener otras dimensiones en cuanto a longitud, anchura o diámetro, pudiendo ser escogidas las dimensiones en función de necesidades específicas.

30 La figura 3 es una vista en perspectiva esquemática de un montaje de rotor según una realización de la invención. El montaje de rotor de la figura 3 se puede usar como montaje de rotor 17 del escáner CT de la figura 1. El montaje de rotor 17 en la figura 3 comprende una placa de rotor 30, sobre la cual se montan todas las partes que giran, que incluye un tubo de rayos X 31 para generar un haz de rayos X, un generador de alto voltaje 32 para generar alto voltaje para el tubo de rayos X y una cámara de rayos X 33 para recoger el haz de rayos X después de que haya pasado a través del objeto que se va a escanear. Los datos del haz de rayos X recogidos se transforman en imágenes digitales mediante la cámara de rayos X 33 junto con los equipos (ordenadores) y los programas informáticos de apoyo.

40 Según una realización de la invención, el tubo de rayos X se alimenta con un voltaje de hasta 120 kV y una corriente de hasta un máximo de 16 mA y la cámara de rayos X está formada por 31 elementos detectores que están dispuestos formando una curva que tiene un radio de aproximadamente 640 mm y cubre un ángulo de aproximadamente 70°. La abertura del paciente o pórtico puede tener un diámetro de aproximadamente 500 mm.

45 La figura 4 es una vista en perspectiva esquemática de un estátor según una realización de la invención. El estátor de la figura 4 se puede usar como estátor 16 para el escáner CT de la figura 1. El estátor 16 de la figura 4 tiene una placa de estátor 40, que está montado sobre una estructura soporte 41. La estructura soporte 41 está montada sobre un sistema de cojinetes lineal 42 de tal forma que el estátor 16 se puede mover y colocar en la posición correcta en la dirección longitudinal. El movimiento del estátor 16 está dirigido por un primer sistema de motores y controlado mediante la interfaz de usuario gráfica GUI. Un subsistema de anillo colector 43 se monta sobre el estátor 16; dicho sistema de anillo colector 43 soporta la transmisión de datos y de energía desde el estátor 16 al montaje del rotor 17 y viceversa. Un sistema de cojinetes rotativo 44, sobre el cual se monta el montaje de rotor 17 se monta en el centro del sistema de anillo colector 43. El sistema de cojinetes rotativo 44 se gira mediante un segundo sistema de motores y se controla desde la GUI.

50 Se prefiere que el primer sistema de motores sea controlado de tal forma que el estátor 16 se mueva en la dirección longitudinal de la mesa del paciente en pasos sucesivos y que la segunda parte de motores se controle de tal forma que el montaje de rotor 17 que sujeta el tubo de rayos X 31 esté girado a un ángulo de aproximadamente 180° después de cada uno de los pasos del movimiento del estátor 16. De esta forma, se puede conseguir un escaneo por capas del objeto que se está escaneando. El primer sistema de motores se puede controlar de tal forma que el

- estátor 16 se mueva a lo largo de la mesa del paciente en pasos de una longitud comprendida en el intervalo de 10 a 50 mm, como en el intervalo de 20 a 30 mm, como preferentemente aproximadamente 25 mm. El segundo sistema de motores se puede controlar de tal forma que el montaje de rotor 17 y el tubo de rayos X 31 giren a una velocidad rotacional que esté en el intervalo de 0,3 a 30 rpm, como en el intervalo de 0,3 a 10 rpm, como en el intervalo de 0,5 a 5 rpm, como preferentemente aproximadamente 0,7 rpm, cuando se lleva a cabo una operación de escaneo.
- La placa del estátor 40 de la figura 4 se fabrica con aluminio de 10 mm de espesor y tiene un diámetro de 1100 mm. El sistema de anillo colector 43 tiene dos partes funcionales: anillos colectores para la transferencia de energía eléctrica (corriente continua de 12 V, corriente continua de 200 V y corriente alterna de 220 V) y anillos colectores para la transferencia de señales de control para el control del movimiento y/o de la rotación del montaje de rotor 17 y para transferencia de las señales de enclavamiento (véase la discusión en relación con la mesa del paciente 13). Se prefiere utilizar transmisión de datos inalámbrica para transmitir los datos de salida desde la cámara de rayos X 33 a los ordenadores de apoyo.
- La figura 5 es una perspectiva esquemática de una mesa de paciente móvil según una realización de la invención. La mesa de paciente de la figura 5 se puede usar como la mesa de paciente 13 para el escáner CT de la figura 1. La mesa de paciente móvil 13 en la figura 5 tiene dos tubos 51 de fibra de carbono casi transparentes a la radiación con una lona para sujetar un objeto o animal que se va a escanear colocada y mantenida tensa, bien extendida entre los dos tubos de fibra de carbono 51. Los dos tubos de fibra de carbono 51 se montan sobre un tren de rodamiento con ruedas 50. En uno de los extremos de los tubos de fibra de carbono 51 se monta en el tren de rodamiento móvil 50 una puerta de pórtico o parte de cierre 52 con una función de enclavamiento. Cuando la mesa de paciente que comprende los tubos de fibra de carbono y la lona 51 se mueve completamente dentro de la cabina de rayos X 10 a través del pórtico o apertura del paciente y la parte inferior del tren de rodamiento 50 se coloca debajo de la cabina de rayos X 10, 20, el pórtico o puerta de cierre 52 funciona como una pantalla frente a la radiación y solo en esta posición la función de enclavamiento se activa y se puede usar el escáner CT. Se proporciona una abertura que conduce a una tubería 53 protegida frente a los rayos X en la puerta de cierre 52, de modo que puedan pasar cables desde el objeto o animal que se va a escanear dentro de la cabina de rayos X 10 al exterior de la cabina 10, donde se pueden colocar equipos veterinarios sobre un estante 54 montado sobre el tren de rodamiento 50. En el mismo extremo del tren de rodamiento 50 que la puerta de cierre 52 se montan dos asas 55. Las asas 55 se pueden usar por un veterinario cuando mueve la mesa del paciente.
- El tren de rodamiento 50 se puede fabricar en acero y los tubos de fibra de carbono 51 pueden tener un diámetro exterior de 47,69 mm y un diámetro interior de 40 mm. Los tubos de fibra de carbono pueden estar fabricados con Araldite® LY 556/Aradur® 917-Araldite® y acelerador endurecedor DY 070.
- La función de enclavamiento se puede obtener mediante un contacto magnético, que está activo solo cuando la mesa del paciente 13 está dispuesta correctamente en la cabina de rayos X y la parte de cierre cierra completamente la abertura del paciente en la cabina de rayos X 10, 20.
- El pórtico o puerta de cierre 52 se puede forrar en su superficie interior con una capa de plomo que tiene un espesor de 4 mm para asegurar la protección frente a los rayos X.
- Está dentro del alcance de una o más realizaciones de la invención que la cabina de rayos X 10, 20 tenga uno o más paneles de acceso, de forma que el panel o los paneles de acceso se diseñan para que se puedan retirar o abrir para operaciones de servicio o mantenimiento y de forma que se necesiten herramientas para abrirlos.
- Se prefiere que la cabina de rayos X 10, 20 cumpla con los requisitos de seguridad de cabinas establecidos en las especificaciones estándar para productos que emiten radiaciones ionizantes, sección 1020.40 Sistemas de cabinas de rayos X: 21 CFR 1020.40.
- Para la realización de un escáner CT descrita precedentemente, la protección frente a los rayos X se obtiene utilizando plomo como material de protección, pero se pueden usar otros materiales de protección frente a los rayos X como wolframio, de acuerdo con los principios de la invención.
- La figura 6 es un diagrama de bloques que ilustra una unidad de suministro de energía de acuerdo con una realización de la invención. La unidad de suministro de energía de la figura 6 se puede usar como unidad de suministro de energía 12 para el escáner CT de la figura 1. La unidad de suministro de energía de la figura 6 tiene una sección filtro 60, que protege el escáner CT de interferencias eléctricas externas. La unidad de suministro de energía 12 tiene además un cargador de baterías controlado por ordenador 61 para cargar y mantener las baterías de una unidad de baterías 62. La unidad de baterías 62 suministra el voltaje de base para el generador de alto voltaje 32, el cual a su vez proporciona alto voltaje para el tubo de rayos X 31. La unidad de suministro de energía comprende también una unidad de consumo de baja potencia 63, que proporciona energía para las partes de consumo de baja potencia del escáner CT tales como ordenadores, monitores etc.
- La unidad de baterías 62 puede comprender varias baterías recargables, como baterías de plomo, baterías de NiCd o baterías de ion-Li. Según una realización de la invención, la unidad de baterías 62 comprende 16 baterías de plomo recargables de 12 V.

La figura 7 es un dibujo esquemático que ilustra la disposición del punto focal (o área de enfoque) en un tubo de rayos X 31 respecto a la disposición del objeto que se va a escanear y la cámara de rayos X 33, según una realización de la invención. Para el punto focal de la figura 7, un píxel de la cámara dispuesto lejos del centro de la cámara “verá” un punto focal más grande que los que están en el centro de la cámara. Las dimensiones del punto focal se pueden escoger de tal forma que el sistema funcione de manera óptima en el centro con una disminución de la resolución CT fuera del borde de la imagen reconstruida. En un sistema “normal” el punto focal puede ser circular y tener el mismo tamaño a diferentes ángulos vistos desde el detector. Para el sistema de la figura 7, el punto focal se escoge de tal manera que tenga forma rectangular, con el lado más pequeño visto desde la línea central que va desde el punto focal a través del isocentro de la imagen CT reconstruida hasta el punto medio del elemento detector de la cámara de rayos X 31.

Método de funcionamiento

A continuación se describe el método de funcionamiento de un escáner CT cuando se escanea un animal, según una realización de la invención, en varias etapas o pasos que abarcan desde la puesta en marcha y la calibración pasando por la ejecución del siguiente escaneo CT hasta el apagado del escáner CT.

15 a) Carga de la unidad de potencia:

Cuando se pone en marcha el escáner CT, la unidad de suministro de energía empezará a cargar las baterías. El escáner CT está equipado con varias baterías, unidad de baterías 62, que son capaces de suministrar energía al tubo de rayos X 31 durante el escaneo.

b) Arranque y calibración por primera vez cada día:

20 Cuando las baterías 62 están cargadas, el tubo de rayos X 31 está listo para suministrar un haz de rayos X tomando como base los ajustes seleccionados de KV y mA. Se puede colocar en la mesa del paciente 13 un objeto que simule a un animal (“ficticio”); la mesa del paciente 13 se mueve y se introduce en el escáner CT y se activa la función de enclavamiento. Entonces, el escáner CT producirá un escaneo CT del animal ficticio y sobre la base del mismo se realiza la necesaria calibración del escáner CT.

25 c) Preparación y colocación del animal:

El animal anestesiado se coloca sobre la mesa de pacientes 13 con un suministro de oxígeno, control y seguimiento de CO₂, control y seguimiento del latido cardíaco, etc. El animal será sostenido y sujetado con espuma de caucho y cinturones de velcro de tal forma que yazca en la posición correcta sobre la mesa del paciente 13. Después de ello, la mesa de pacientes 13 se mueve y se introduce en el escáner CT y se activa la función de enclavamiento. En ese momento, el escáner CT está listo para llevar a cabo un escaneo CT del animal.

d) Escaneo de exploración o reconocimiento (imagen de rayos X de exploración):

35 Cuando el veterinario decide hacer el escáner CT de un animal, ya tiene una idea de por qué será útil para el diagnóstico realizar un escáner CT y, por lo tanto, qué parte del animal debería ser la escaneada. Pero, para determinar con más detalle lo que se va a escanear, el veterinario puede llevar a cabo un escaneo o barrido de exploración antes de llevar a cabo el escaneo CT real.

e) Colocación del estátor y del rotor en la posición x correcta:

Cuando se ha realizado el escaneo CT de reconocimiento y el veterinario ha decidido exactamente que es lo que hay que escanear, entonces, se colocan el estátor 16 y el rotor 17 en la primera de las posiciones en la dirección longitudinal.

40 f) Escaneo CT final y procesado de datos:

Entonces se puede realizar el escaneo CT final y el ordenador del escáner CT con el software de escaneo realizará el procesado de los datos lo que dará como resultado imágenes de alta resolución y reconstrucciones tridimensionales, sobre las cuales el veterinario puede basar el diagnóstico final.

g) Cirugía o despertar del animal:

45 Cuando se ha acabado el escaneo CT, la mesa del paciente 13 se retira del escáner CT y el animal permanecerá anestesiado si el diagnóstico implica cirugía. En caso contrario, el animal se colocará en un lugar seguro para que se despierte.

h) Siguiente escaneo CT o apagado del escáner CT:

50 Si se tiene que realizar otro escaneo CT, se repetirán las etapas de la c a la g antes mencionadas con un nuevo animal. En caso contrario, se apagará el escáner cortando el suministro de energía.

Si bien la invención se ha mostrado de manera específica haciendo referencia a realizaciones concretas, las personas conocedoras de la técnica comprenderán que se pueden hacer diversos cambios en la forma y en los detalles de la misma sin que eso suponga apartarse del alcance de la invención; se pretende que tales cambios entren dentro del alcance de las siguientes reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de barrido o escaneo de tomografía controlada por ordenador (CT) que comprende:
una cama o camilla (13) sobre la cual permanece un objeto durante una operación de barrido o escaneo;
5 un pórtico que comprende una fuente de rayos X (31) configurada para irradiar un haz de rayos X que a la vez gira al menos parcialmente alrededor de dicho objeto que está dispuesto sobre la cama o la cabina con el fin de ser escaneado, comprendiendo dicho pórtico además un detector de rayos X (33) configurado para recibir los rayos X que pasan a través del objeto que se está escaneando y además configurado para proporcionar señales de salida representativas de los rayos X recibidos;
10 una cabina de rayos X (10) que comprende material de protección frente a los rayos X y que rodea completamente dicha cama o camilla y dicho pórtico; dicha cabina de rayos X tiene un primer extremo con una abertura para el paciente que permite la introducción de un paciente en el interior de la cabina de rayos X a través de dicha abertura y
una parte de cierre o puerta (52) para proporcionar un cierre de la abertura para el paciente protegido frente a los rayos X en el primer extremo;
15 caracterizado porque la cama o camilla está soportada por un tren de rodamiento móvil, por lo que la cama o camilla se pueden mover hacia dentro y hacia fuera a través de la abertura para el paciente o puerta.
2. Un sistema de escaneo CT según la reivindicación 1, en el que la parte de cierre o puerta está conectada a un primer extremo de la cama o camilla.
3. Un sistema de escaneo CT según la reivindicación 2, en el que la parte de cierre o puerta y el tren de rodamiento están conectados al mismo extremo de la cama o camilla.
20
4. Un sistema de escaneo CT según una cualquiera de las reivindicaciones 1-3, en el que la cabina de rayos X está dispuesta en una estructura de soporte para que se pueda levantar así a una distancia por encima del suelo y en el que el tren de rodamiento o la parte inferior del tren de rodamiento se configuran para ser colocados por debajo de la cabina de rayos X cuando la cama o camilla se mueven a través de la abertura del paciente y se disponen dentro de la cabina de rayos X.
25
5. Un sistema de escaneo CT según la reivindicación 1, en el que la cama o camilla comprende al menos dos tubos de fibra de carbono (51) para sujetar el objeto que se va a escanear.
6. Un sistema de escaneo CT según la reivindicación 5, en el que la cama o camilla comprende una lona que se extiende entre los dos tubos de fibra de carbono para sujetar el objeto que se va a escanear.
- 30 7. Un sistema de escaneo CT según una cualquiera de las reivindicaciones 1-6, en el que la cabina de rayos X es de forma sustancialmente tubular o cilíndrica.
8. Un sistema de escaneo CT según una cualquiera de las reivindicaciones 1-7, en el que la cabina de rayos X tiene una primera y una segunda paredes en los extremos, dispuestas una frente a la otra y en el que la abertura del paciente se dispone en la primera de dichas paredes de los extremos.
- 35 9. Un sistema de escaneo CT según una cualquiera de las reivindicaciones 1-8, en el que la cabina de rayos X tiene una ventana (15) formada por un material que protege frente a los rayos X.
10. Un sistema de escaneo CT según una cualquiera de las reivindicaciones 1-9, en el que la cabina de rayos X está formada por al menos dos partes.
- 40 11. Un sistema de escaneo CT según la reivindicación 10, en el que la cabina de rayos X está formada por dos partes que sustancialmente son una el espejo de la otra, de modo que en cada una de las dos partes está aproximadamente la mitad de la abertura del paciente o puerta.
- 45 12. Un sistema de escaneo CT según una cualquiera de las reivindicaciones 1-11, en el que la abertura para el paciente tiene una anchura o un diámetro de al menos 200 mm, la cabina de rayos X tiene una anchura o un diámetro de al menos 700 mm y no más de 2500 mm y la cabina de rayos X tiene una longitud de al menos 600 mm y no más de 3000 mm.
13. Un sistema de escaneo CT según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12, que comprende además:
un cargador de baterías (61) para recibir energía eléctrica de una fuente externa de energía y para proporcionar una señal de energía de corriente continua regulada;
50 un montaje o conjunto de batería recargable (62) para almacenar energía eléctrica recibida a través de la señal de energía de corriente continua regulada; y

un generador de alto voltaje (32) para suministrar potencia eléctrica a la fuente de rayos X durante una operación de escaneo;

estando adaptado dicho conjunto o montaje de baterías recargables para suministrar energía eléctrica al generador de alto voltaje durante la operación de escaneo.

5 14. Un sistema de escaneo CT según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 13, que comprende además un sistema de movimiento lineal (41, 42) para mover el pórtico a lo largo de una parte sustancial de la cama o camilla y en una dirección sustancialmente perpendicular a la dirección del movimiento rotacional de la fuente de rayos X.

10 15. Un sistema de escaneo CT según la reivindicación 14, que se adapta para llevar a cabo una operación de escaneo mientras se gira la fuente de rayos X alrededor de la cama o camilla durante un período de tiempo en el que no hay movimiento del pórtico mediante el sistema de movimiento lineal, en el que el sistema de movimiento lineal se adapta para mover el pórtico a lo largo de la cama o camilla en etapas o pasos sucesivos y en el que el sistema de escaneo CT se adapta para llevar a cabo una operación de escaneo después de cada uno de dichos pasos de movimiento, de tal forma que se puede obtener un escaneo en capas del objeto que se va a escanear.

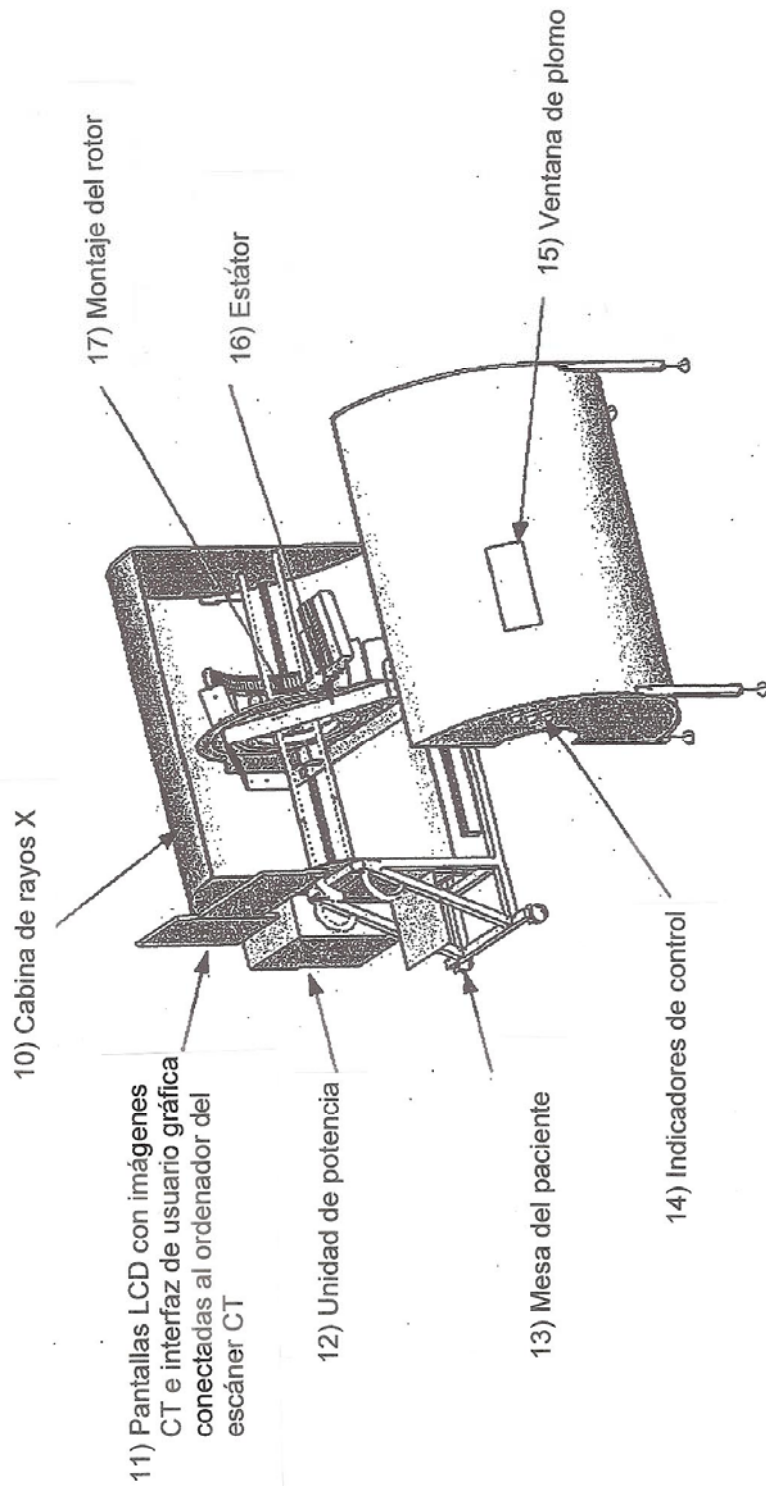


Fig. 1

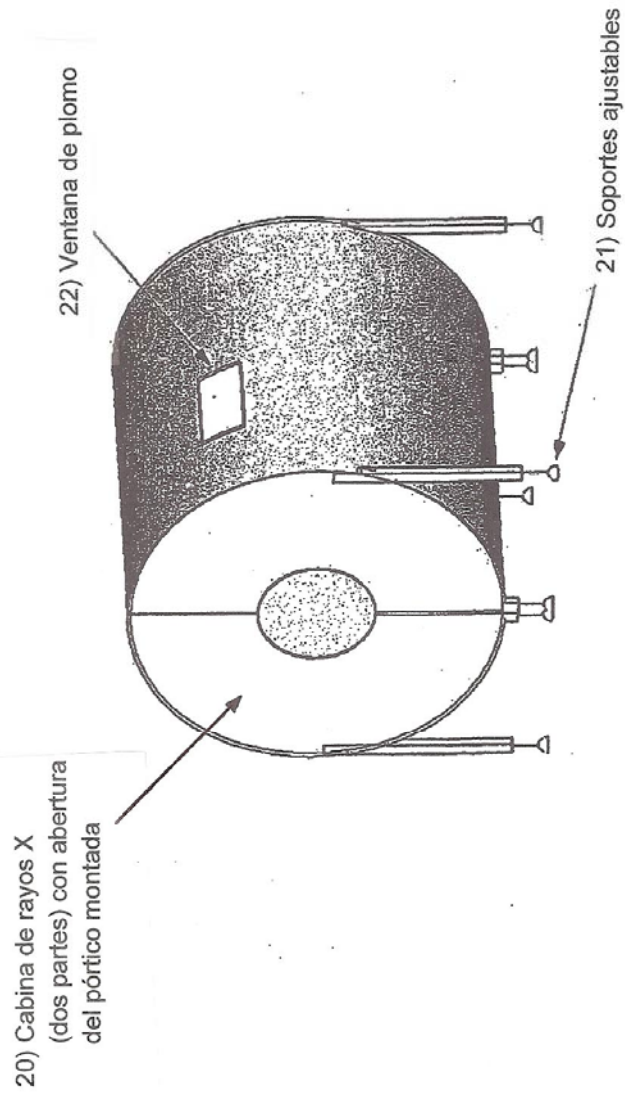


Fig. 2

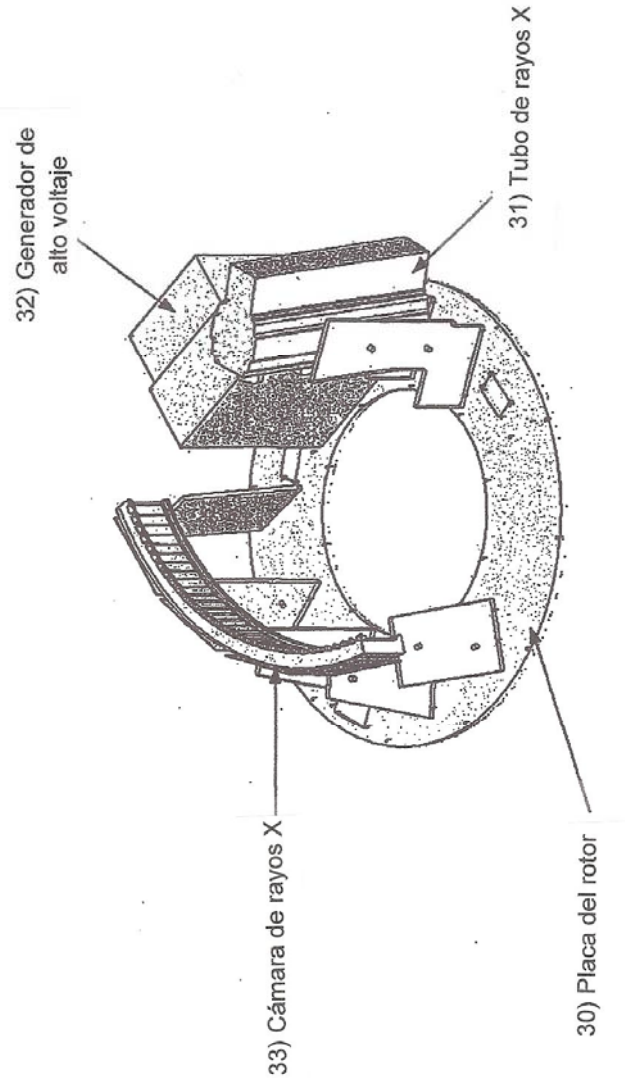


Fig. 3

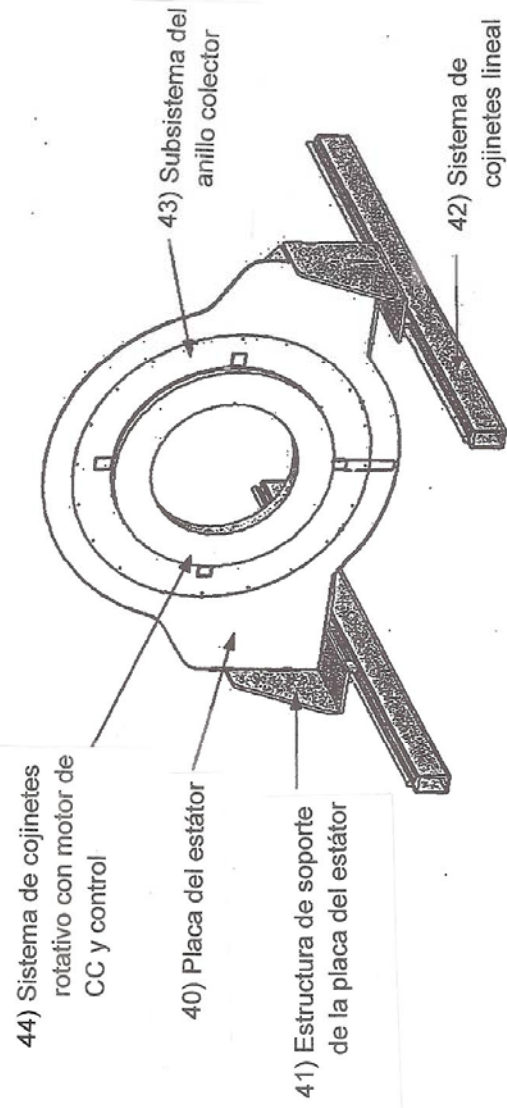


Fig. 4

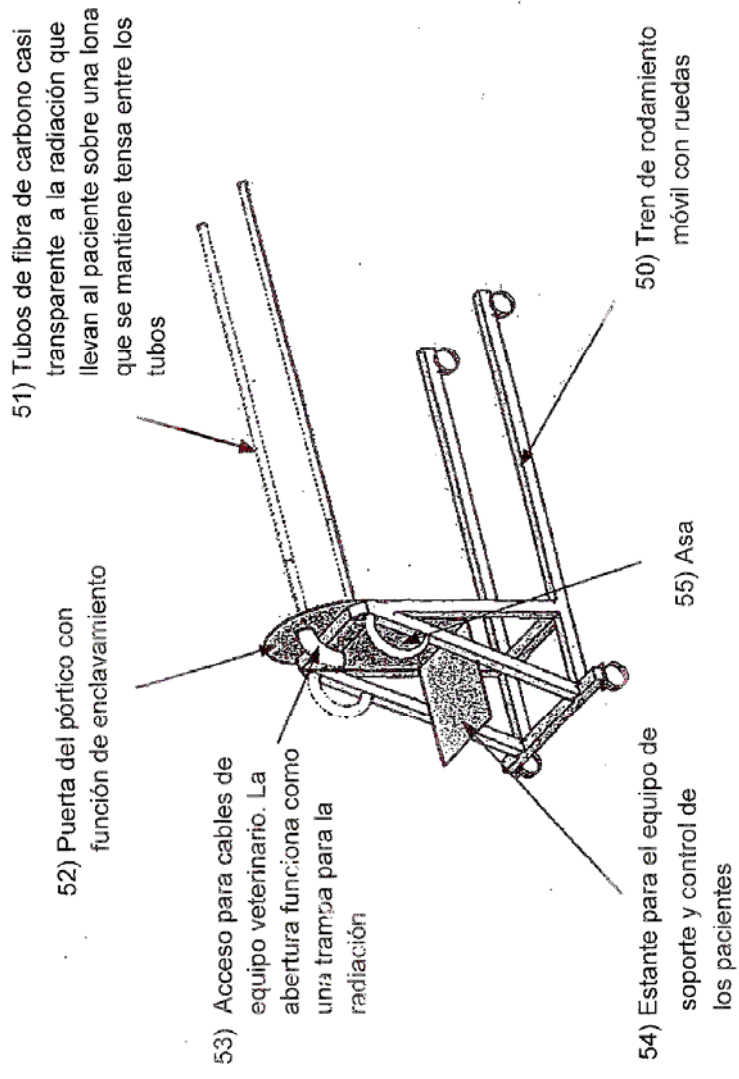


Fig. 5

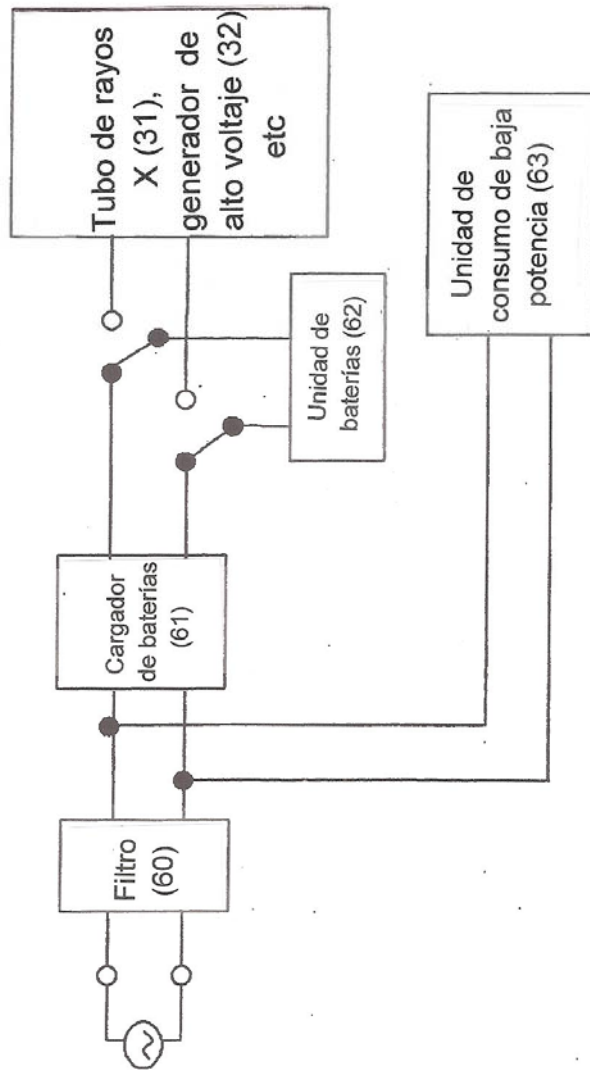


Fig. 6

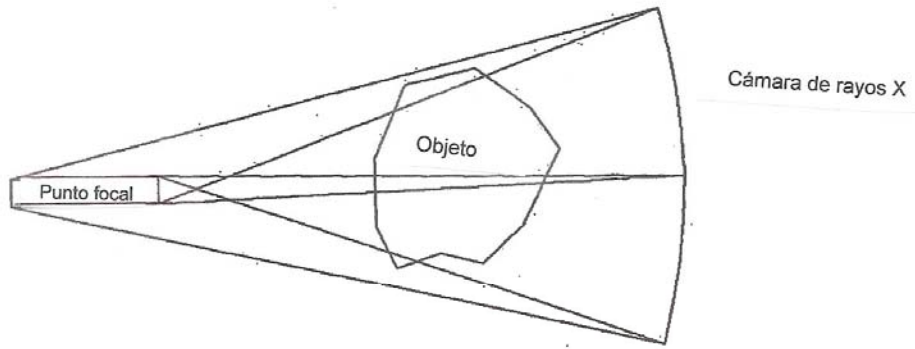


Fig. 7