

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 537 954**

51 Int. Cl.:

A61B 6/00 (2006.01)

A61B 6/03 (2006.01)

G21K 1/04 (2006.01)

A61B 6/10 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.10.2006 E 06820033 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.03.2015 EP 1941835**

54 Título: **Aparato de tomografía multimodalidad**

30 Prioridad:

26.10.2005 ES 200502612

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

16.06.2015

73 Titular/es:

**FUNDACIÓN PARA LA INVESTIGACIÓN
BIOMÉDICA DEL HOSPITAL GREGORIO
MARAÑÓN (100.0%)
C/ DOCTOR ESQUERDO, 46
28007 MADRID, ES**

72 Inventor/es:

**VAQUERO LÓPEZ, JUAN JOSÉ y
DESCO MENÉNDEZ, MANUEL**

74 Agente/Representante:

PONS ARIÑO, Ángel

ES 2 537 954 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 multimodalidad.

5 Campo de la invención

La presente invención se refiere, en general, a un aparato de tomografía multimodalidad que combina varias técnicas de tomografía y de imagen en un mismo plano de un anillo de soporte de manera que un soporte para la muestra, que puede ser un ser vivo, es introducido dentro del referido anillo de soporte.

10

Estado de la técnica

En el estado de la técnica se conoce la existencia de aparatos de tomografía multimodalidad o híbridos que combinan diferentes sistemas de tomografía, tales como tomografía de rayos X asistida por ordenador (CT de rayos X) , tomografía por emisión de fotón único asistida por ordenador (SPECT) y tomografía por emisión de positrones (PET), así como sistemas de imagen óptica en sus diversas modalidades, dispuestos bien en dos sistemas soporte colocados en configuración coaxial uno a continuación del otro o bien dispuestos a ambos lados de un mismo anillo de soporte.

15

20

Estos métodos de diagnóstico emplean técnicas diferentes y producen diferentes tipos de información anatómica y funcional, que es a menudo complementaria, tanto para el proceso de diagnóstico médico como para tareas de investigación biomédica.

25

La tomografía de rayos X proporciona imágenes anatómicas en dos y/o tres dimensiones del cuerpo de un sujeto tal como un paciente y/o un animal. La CT de rayos X implica el uso de un emisor de rayos X y un receptor de rayos X del que se extrae, normalmente, una imagen de proyección.

30

La tomografía PET implica la detección de rayos gamma colineales producidos a partir de la aniquilación de positrones emitidos por algún elemento radiactivo que se usa para marcar diversas sustancias químicas, denominadas trazadores o radiofármacos. Los trazadores son sintetizados a partir de precursores marcados y son administrados al sujeto. En consecuencia, la fuente emisora se encuentra dentro del propio cuerpo del sujeto y el detector se encuentra ubicado en el anillo de soporte.

35

Los tomógrafos PET constan de un gran número de detectores de centelleo que rodean parcial o totalmente a un paciente o espécimen y se acoplan a sistemas de adquisición de datos con etapas analógicas y digitales. Las imágenes de las distribuciones temporal y espacial de los productos radiofarmacéuticos administrados se reconstruyen usando técnicas matemáticas de reconstrucción de imágenes similares a las aplicadas a tomografía de rayos X.

40

Los tomógrafos SPECT constan de una o más cabezas detectoras que recogen los fotones gamma emitidos por radioisótopos emisores gamma que forman parte de un radiofármaco, con menor resolución que los tomógrafos PET.

45

Los tomógrafos PET y SPECT permiten visualizar y cuantificar la función de órganos en el sujeto sometido a estudio, es decir, permiten obtener diferentes tipos de información funcional, de acuerdo con el trazador usado, por ejemplo sobre circulación sanguínea y metabolismo, que no puede observarse fácilmente por otras tecnologías.

50

La imagen óptica se genera a partir de la detección de fotones de longitudes de onda comprendidas entre el ultravioleta y el infrarrojo lejano generados en la muestra generalmente por medio de fenómenos de fluorescencia, fosforescencia, luminiscencia o bioluminiscencia. Estos fenómenos fotónicos se originan por la presencia de determinadas sustancias usadas para marcar diversos compuestos químicos, denominadas trazadores. Los trazadores son sintetizados a partir de precursores y son administrados al sujeto. En consecuencia, la fuente emisora de fotones se encuentra dentro del propio cuerpo del sujeto y el detector se encuentra ubicado en el anillo de soporte.

55

Los sistemas de imagen óptica basados en fluorescencia o bioluminiscencia se usan ampliamente en la investigación biomédica debido a su reducido coste y a su alta capacidad. Esencialmente son sistemas planos aunque existen algunos intentos previos de realizar tomografía. Estos enfoques han tenido un éxito relativo debido principalmente a la dispersión y la atenuación de la luz en el tejido biológico que limita considerablemente la capacidad tomográfica. Los sistemas actuales se basan en sensores de tipo CCD convenientemente refrigerados y calibrados para funcionar en condiciones de muy baja luminosidad, dispuestos en una envoltura que bloquea completamente la luz exterior en la que se coloca la muestra para su estudio. Esta muestra emite luz de diferentes tipos de acuerdo con las condiciones experimentales, y el elemento detector capturará los fotones en un intervalo de tiempo dado, generando así la imagen. Las imágenes de distribuciones espaciales y temporales de los productos farmacéuticos administrados se presentan usando diferentes técnicas de representación

60

65

El estado de la técnica conocido en relación con sistemas de adquisición tomográfica híbridos presenta algunos inconvenientes, tal como que para la visualización de una misma región de un sujeto sometido a estudio con ambas técnicas de tomografía, es necesario desplazar axialmente a dicho sujeto ubicado sobre la cama, desde un sistema tomográfico a otro. Aun en los equipos híbridos en los que dichos sistemas tomográficos se encuentran montados sobre un único anillo de soporte es necesario el desplazamiento del objeto o sujeto estudiado desde una cara a la otra cara del referido anillo de soporte, ya que los sistemas tomográficos se instalan en cada cara del soporte.

Del desplazamiento del sujeto sometido a estudio se derivan otros inconvenientes, como que el/los órgano/s internos analizados se pueden mover durante dicho desplazamiento, por lo que las imágenes dejan de coincidir perfectamente, o que todas las posibles conexiones que se instalan sobre el sujeto para el control de sus funciones vitales, anestesia, control de temperatura, etc., han de desplazarse con el referido sujeto durante el movimiento del mismo, corriéndose el riesgo de desconexión de alguna de ellas, de manera que sea necesario repetir las pruebas que se están llevando a cabo en el paciente. Este problema se ve incrementado, por ejemplo, en el caso de que el sujeto sometido a estudio sea un animal de laboratorio pequeño, o en el caso de que el sujeto esté siendo sometido a una intervención quirúrgica que dificulta aún más el desplazamiento del mismo.

En los aparatos tomográficos multimodalidad conocidos no hay una superposición directa de los campos de visión de cada técnica tomográfica o de imagen plana, dicha superposición se realiza mediante técnicas de post-procesamiento de los datos tridimensionales obtenidos por los sistemas tomográficos de imagen con el objeto de co-registrar, hacer coincidir, geoméricamente los volúmenes muestreados por cada uno de los dispositivos tomográficos referidos.

Por tanto, se hace necesario desarrollar un aparato de tomografía multimodalidad que permita la superposición directa de las imágenes, gracias a la coincidencia de los campos de visión de diferentes técnicas tomográficas, sin necesidad de desplazar al sujeto sometido a estudio, de tal manera que se eviten los inconvenientes que ello implica. El documento US2005213705A1 desvela un aparato de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1.

Resumen de la invención

La presente invención busca resolver o reducir uno o más de los inconvenientes expuestos anteriormente mediante un aparato de tomografía multimodalidad tal como es reivindicado en la reivindicación 1. En las reivindicaciones dependientes se definen realizaciones de la invención.

Un objeto de la presente invención es instalar al menos dos dispositivos de tomografía o de imagen plana mediante técnicas diferentes, tales como tomógrafo PET o SPECT, tomógrafo CT de rayos X o de imagen óptica, en una configuración coplanaria sobre la misma cara de un medio de soporte que puede girar en ambos sentidos de giro, alrededor del eje axial del medio de soporte. Un sujeto sometido a estudio tomográfico puede colocarse sobre un soporte para la muestra o cama siendo introducido dentro de un hueco concéntrico del medio de soporte antes de empezar la toma de muestras, de manera que no es necesario el desplazamiento del sujeto para realizar el estudio con cualquiera de los dispositivos tomográficos instalados sobre el soporte.

Otro objeto de la invención es que el espacio tridimensional muestreado sea sustancialmente el mismo para los tomógrafos de técnica diferentes, de manera que el co-registro ocurre de forma natural, y todo esto se consigue sin tener que sacrificar ninguna de las características intrínsecas de cada uno de los tomógrafos, de tal manera que un tomógrafo no interfiere en el otro tomógrafo o sistema de imagen que coexisten simultáneamente en el soporte.

Otro objeto más de la invención es el diseño modular de cada tomógrafo de tal manera que si se desea, un tomógrafo que usa una primera técnica predeterminada, por ejemplo, tomógrafo PET, sea sustituido de manera sencilla, rápida y cómoda por un tomógrafo que usa una segunda técnica predeterminada, tal como un tomógrafo SPECT o bien un dispositivo de imagen óptica mediante luz natural o fluorescente.

Otro objeto de la invención es colocar las diferentes imágenes de tomografía en ejes ortogonales de forma que se hace posible tomar una imagen simultánea, secuencial o una mezcla de ambas del mismo volumen del sujeto estudiado.

Otro objeto adicional más de la invención es que la coexistencia de tomógrafos o sistemas de imagen de técnicas diferentes, es decir, distintos tipos de radiación simultánea en el mismo campo de visión, no provoquen interferencias intermodales de un primer tomógrafo en un segundo tomógrafo de técnica diferente que pueda saturar los detectores o introducir ruido en el segundo tomógrafo o viceversa.

Otro objeto de la invención es evitar la exposición a radiaciones ionizantes de un operador que está realizando algún tipo de manipulación en el sujeto estudiado durante el funcionamiento de algún tomógrafo, en concreto, el tomógrafo CT de rayos X.

Otro objeto más de la invención es usar un número mínimo de detectores PET manteniendo una elevada sensibilidad y resolución espacial.

Otro objeto de la invención es proporcionar un aparato de tomografía multimodalidad de reducidas dimensiones, peso, simple de manejo y mantenimiento y de coste reducido.

5 Breve descripción de las figuras

En la siguiente descripción se proporciona una explicación más detallada de la invención basándose en las figuras adjuntas en las que:

- 10 la figura 1 muestra en una vista en alzado un aparato de tomografía multimodalidad de acuerdo con la invención,
 la figura 2 muestra en una vista en alzado un anillo de soporte de acuerdo con la invención,
 la figura 3 muestra en una vista en alzado un detalle de un segundo tomógrafo o sistema de imagen de acuerdo con la invención,
 15 la figura 4 muestra en una vista en alzado un detalle de un segundo medio de apantallamiento de acuerdo con la invención,
 la figura 5 muestra en una vista en alzado un detalle de un medio de fijación mecánica de acuerdo con la invención.

Descripción de la invención

- 20 A continuación, con referencia a la figura 1, se encuentra ilustrado un aparato de tomografía multimodalidad (11) que combina, por ejemplo, la información estructural de un primer tomógrafo (13) con la información metabólica de un segundo tomógrafo (14) en un único sistema de imagen.

- 25 El tomógrafo (11) permite el uso de al menos dos sistemas de radiación diferente con el fin de obtener imágenes y reconstrucciones bidimensionales y tridimensionales de distribuciones espaciales de tejidos o propiedades bioquímicas de los mismos.

- 30 Algunos de los sistemas de tomografía que pueden ser instalados en el tomógrafo (11) son tales como tomografía por rayos X, es decir, CT de rayos X; tomógrafo por emisión de positrones (PET), tomógrafo por emisión de fotón único (SPECT) o bien técnicas de imagen óptica, tomográficas o proyectivas. Para una mejor explicación de la invención, y a modo de ejemplo, se considerará que, esencialmente, se detectan posibles lesiones incipientes con el segundo tomógrafo PET (14) y se localizan exactamente usando el primer tomógrafo CT (13).

- 35 En relación con la figura 2, el tomógrafo (11) comprende un medio de soporte (12) o anillo de soporte con un hueco en el centro de manera que permite el desplazamiento, a lo largo del eje longitudinal o axial del soporte (12), de un medio de soporte sustancialmente plano tal como una cama que está adaptado para recibir a un sujeto sometido a estudio de manera que pueda permanecer horizontal e inmóvil. En esta posición horizontal el sujeto es controlado de manera más sencilla y un operador tiene posibilidades de intervenir de manera cómoda sobre el sujeto.

- 40 El tomógrafo (11) incluye medios de localización (no mostrados) para colocar la cama exactamente en una posición predeterminada dentro del hueco del soporte (12), antes de realizar cualquier toma de muestras, mientras durante la toma de muestras mediante cualquier técnica de imagen, la cama no se mueve. Resumiendo, el sujeto sometido a estudio es ubicado en la cama y una vez ha sido situado de manera precisa sobre la misma, se desplaza longitudinalmente hasta que la zona del sujeto en estudio está dentro del campo de visión (15) eficaz solapado de
 45 los distintos tipos de tomógrafos con los cuales se tomarán imágenes detalladas de la zona deseada de estudio.

- 50 Como se aprecia en la figura 2, el soporte (12) puede girar alrededor de un eje axial horizontal, que puede girar en ambos sentidos. Una de las caras del soporte (12) comprende medios mecánicos de sujeción (no mostrados) configurados para soportar y sujetar en posición los componentes o aparatos relativos a las dos diferentes técnicas de tomografía asistida por ordenador instaladas simultáneamente y en un mismo plano del soporte (12), por ejemplo, el primer tomógrafo CT de rayos X (13), sobre el eje de ordenadas y el segundo tomógrafo PET (14) sobre el eje de abscisas, para facilitar el registro y fusión posterior de las imágenes, una funcional y otra anatómica, producidas por ambos tomógrafos (14, 13) respectivamente. Por tanto, el primer tomógrafo (13) y el segundo tomógrafo (14) están instalados en el mismo plano.

- 55 Los medios mecánicos de sujeción están diseñados de tal manera que facilitan el cambio de técnica tomográfica, es decir, el diseño de los medios de cada técnica tomográfica es modular, permitiendo su instalación y desinstalación de manera simple, fácil y rápida.

- 60 Las señales eléctricas del primer tomógrafo (13) y el segundo tomógrafo (14) son muy sensibles a interferencias. Dado que el soporte (12) rota en ambos sentidos de las manecillas del reloj, la instalación de cables eléctricos para alimentación de los tomógrafos (13, 14) y para el envío de las señales eléctricas relativas a la toma de muestras está configurada para atenuar una posible señal de ruido y evitar la disminución de la relación señal-ruido; por tanto, no se deteriora la transmisión de la señal eléctrica relativa a la toma de muestras por el cable móvil hasta un conversor
 65 analógico/digital.

El primer tomógrafo (13) comprende un medio de emisión (13-1) y un medio de detección (13-2) de rayos X. En posición de reposo, el emisor (13-1) se encuentra situado en la parte superior de la cara del soporte (12), y el receptor (13-2) se encuentra situado en la parte inferior del soporte (12).

5 La figura 5 muestra que el emisor (13-1) está sujeto al soporte (12) por medio de un medio de fijación mecánica (13-3) que tiene al menos un grado de libertad, es decir, permite orientar con precisión el emisor (13-1) de manera que el campo de visión (15) del primer tomógrafo (13) sea el deseado, es decir, no haya interferencias debidas, por ejemplo, al segundo tomógrafo (14) que no está funcionando en ese momento, y garantiza la correcta geometría, perpendicular, del emisor (13-1) y el detector (13-2) de rayos X.

10 En consecuencia, mientras el primer tomógrafo (13) está funcionando, el segundo tomógrafo (14) no está en funcionamiento, es decir, no está capturando datos, y como resultado la toma de muestras es secuencial y la diferencia entre la toma de muestra del primer tomógrafo (13) y el segundo tomógrafo (14) es tan reducida como se desee.

15 El sujeto sometido a estudio y colocado horizontalmente sobre la cama es ubicado dentro del campo de visión (15) del primer tomógrafo (13) y el segundo tomógrafo (14), por tanto, dicho campo de visión (15) es coincidente para ambos tomógrafos (13, 14), evitándose errores debidos a toma de muestras en un campo de visión (15) diferente, ya que no hay desplazamiento del sujeto sometido a estudio. La toma de datos es muy precisa geoméricamente al coincidir el campo de visión (15) para ambos sistemas de tomografía (13, 14).

20 El segundo tomógrafo (14) comprende al menos un sistema detector (14-1 a 14-4), un par de detectores opuestos para el caso de tomógrafo PET, ya que en este caso la fuente emisora está dentro del propio sujeto estudiado al cual se le ha administrado una sustancia emisora con características predeterminadas. Por ejemplo, en función de la sustancia administrada al sujeto estudiado, se usará en el segundo tomógrafo (14) un tipo predeterminado de receptor tal como PET, SPECT, óptico o similar.

25 También, en función del diámetro interior de la circunferencia interior del anillo de soporte (12), se podrá instalar un número mayor de detectores (14-1 a 14-4) y pares de detectores para PET, del mismo sistema de tomografía o, también, se podrán instalar varios detectores correspondientes a diferentes sistemas de tomografía. Por tanto, en el mismo soporte (12) coexistirán al menos dos sistemas de tomografía diferentes, de manera que el número instalado es función del diámetro interior del anillo de soporte que, a su vez, está relacionado con el tamaño del sujeto en estudio, es decir, si el sujeto en estudio es un animal pequeño de los usados en los estudios de laboratorio, entonces se instalarán como mínimo dos sistemas tomográficos diferentes; si el sujeto en estudio es de mayor tamaño, por ejemplo, un ser humano se pueden instalar más de dos sistemas de tomografía ya que el diámetro del hueco del soporte (12) es sustancialmente mayor que en el caso anterior.

30 En cualquiera de los casos anteriores de diferentes sujetos estudiados, el número de sistemas tomográficos también depende de la distancia máxima a la cual debe estar situado el sujeto estudiado de cualquiera de los elementos o componentes que componen los diferentes tomógrafos (13, 14) coplanarios. Se ha de entender que la distancia máxima entre el sujeto y cualquiera de los tomógrafos (13, 14) puede ser diferente ya que cada tomógrafo toma datos basándose en diferentes técnicas de tomografía asistida por ordenador.

35 Para evitar interferencias intermodales entre el primer tomógrafo (13) y el segundo tomógrafo o sistema de imagen (14), ya que coexisten diferentes tipos de radiación simultáneamente en el campo de visión (15), el tomógrafo (11) comprende unos medios de apantallamiento o blindaje (16, 17) configurados, diseñados y ubicados para evitar las posibles interferencias del primer tomógrafo (13) en el segundo tomógrafo (14) o viceversa. En el caso descrito anteriormente, los detectores (14-1 a 14-4) del segundo tomógrafo (14) están apantallados por medio de un primer medio de apantallamiento (16). La primera pantalla (16) que protege los detectores (14-1, 14-3) ha sido retirada para mostrar los detectores (14-1, 14-3) referidos del segundo tomógrafo (14).

40 Como se puede observar en la referida figura 2, las partes superior e inferior de la primera pantalla (16) presentan diferente forma geométrica, ya que la forma de la referida primera pantalla (16) está adaptada al campo de radiación (15) del primer tomógrafo de rayos X (13) en el extremo distal del emisor (13-1). Es decir, la superficie del referido extremo distal de la primera pantalla (16) es sustancialmente paralela al campo de radiación (15) del primer tomógrafo (13). El blindaje de los detectores (14-1 a 14-4) del segundo tomógrafo (14) se realiza de tal forma que la efectividad ante radiación dispersa es adecuada para su correcto funcionamiento, evitando la interferencia con otras modalidades de imagen tal como el primer tomógrafo (13).

45 Un segundo medio de apantallamiento (17) está ubicado en el hueco del anillo de soporte (12). La referida segunda pantalla (17) tiene forma de cilindro hueco concéntrico con el hueco interior del soporte (12). La segunda pantalla está ubicada en dicho hueco del soporte (12) y comprende al menos dos ventanas (17-1, 17-2) opuestas, ver figuras 2 y 4, de dimensiones predeterminadas en función de una sección transversal del campo de radiación (15). En algunos casos, dichas ventanas (17-1, 17-2) estarán alineadas sustancialmente con el referido campo de radiación (15) del primer tomógrafo (13) y en otras circunstancias, no estarán alineadas con dicho campo de visión (15), por tanto, no será posible obtener tomas de muestras con el primer tomógrafo (13).

5 La referida segunda pantalla (17) puede girar alrededor del eje axial del soporte (12), de manera que cuando el primer tomógrafo (13) no está en funcionamiento, ya que se desea realizar una toma de muestra con el segundo tomógrafo (14), la segunda pantalla se hace girar de tal manera que cubre el campo de radiación (15) entre el emisor (13-1) y el detector (13-2) correspondientes al primer tomógrafo (13). En este caso, las ventanas están sustancialmente alineadas con los detectores (14-1 a 14-4) del segundo tomógrafo (14).

10 La referida segunda pantalla (17) es adecuada para el caso de que el sujeto sometido a estudio sea un animal de laboratorio. Sin embargo, tanto en este caso como cuando el sujeto paciente sea un ser humano, dicha segunda pantalla (17) podrá incluir medios mecánicos de superficie sustancialmente plana que se instalarán delante del primer tomógrafo (13) y el segundo tomógrafo (14) realizando la misma función que la segunda pantalla cilíndrica (17) descrita anteriormente. Las superficies planas serán desplazadas de una posición de corte del campo de visión (15) a otra que no corta dicho campo (15) por medio de medios motorizados. En general, la segunda pantalla o blindaje (17) funciona a modo de obturador con movimientos circulares, traslación lineal o traslación concéntrica. Se
15 complementan, cuando sea necesario, con dispositivos del tipo de obturadores móviles, o de sistemas electromecánicos o hidráulicos que reconfiguran la disposición de estos blindajes en tiempo real de manera que optimizan el funcionamiento del tomógrafo (11).

20 En relación ahora con la figura 3, dos detectores (14-2, 14-4) contiguos del segundo tomógrafo (14) están conectados mediante un medio de conexión (31) con forma de cuña realizado en un material de la misma densidad que el cristal de centelleo, de manera que la sensibilidad del segundo tomógrafo (14) de semianillo se ve incrementada y, además, la cuña (19) mantiene la continuidad de densidad en el plano detector virtual de forma que los algoritmos de reconstrucción de imagen que se basan en modelos del sistema no tienen discontinuidades en todo el segundo tomógrafo (14).

25 La posición de los detectores (14-1 a 14-4) del segundo tomógrafo o sistema de imagen plana (14) con respecto al campo de visión eficaz (15) es importante para conservar una buena sensibilidad y una buena resolución espacial. La sensibilidad se conserva manteniéndolos cerca del campo de visión útil, pero esto puede interferir con los campos de visión de otras técnicas tomográficas.

30 Los detectores (14-1 a 14-4) del segundo tomógrafo (14) usan detectores planos que intrínsecamente disminuyen el error de paralaje al cubrir mayor parte de campo de visión (15) con líneas ortogonales, que son las que no tienen error de paralaje. Además los detectores (14-1 a 14-4) del segundo tomógrafo (14) se disponen adyacentes de forma que el plano detector virtual es continuo y más grande, aumentando el campo de visión (15) transaxial a la vez
35 que se mantiene la ortogonalidad entre los detectores (14-1 a 14-4) del segundo tomógrafo (14).

40 Volviendo ahora a la figura 1, el tomógrafo (11) comprende una pantalla transparente móvil de blindaje (18) que comprende plomo en una cantidad predeterminada para que un operador pueda estar próximo a dicho tomógrafo (11) mientras el primer tomógrafo (13) está capturando datos.

45 Las realizaciones y ejemplos establecidos en esta memoria descriptiva se presentan como la mejor explicación de la presente invención y su aplicación práctica, para permitir de ese modo que los expertos en la materia pongan en práctica y utilicen la invención. No obstante, los expertos en la materia reconocerán que la descripción y los ejemplos anteriores han sido presentados con fines ilustrativos de dicha invención y solamente como ejemplo. La descripción tal como se expone no pretende ser exhaustiva ni limitar la invención a la forma precisa descrita.

REIVINDICACIONES

5 1. Un aparato de tomografía multimodalidad que comprende:

un anillo de soporte (12) que puede girar alrededor de un eje axial en cualquiera de los dos sentidos;
 un primer tomógrafo de rayos X computarizado (13) que está soportado en una cara del anillo de soporte que tiene
 un hueco que comprende medios de detección de rayos X (13-2) y un emisor de rayos X (13-1) adaptado para
 10 proporcionar un campo de radiación (15),

un segundo tomógrafo asistido por ordenador (14) que tiene un principio de funcionamiento diferente al del primer
 tomógrafo de rayos X computarizado (13) que comprende al menos un sistema de detector de tomógrafo que usa
 detectores planos que cubren la mayor parte del campo de visión, estando el segundo tomógrafo asistido por
 ordenador (14) soportado en la misma cara del anillo de soporte,

15 **caracterizado porque** el primer tomógrafo de rayos X computarizado (13) y el segundo tomógrafo asistida por
 ordenador (14) están instaladas en la cara del anillo de soporte en un plano y el primer y segundo tomógrafos tienen
 un campo de visión eficaz solapado, y **porque** el aparato de tomografía comprende además medios de
 apantallamiento o blindaje (16, 17) configurados, diseñados y ubicados para evitar las posibles interferencias del
 primer tomógrafo (13) en el segundo tomógrafo (14) o viceversa, y permite que el primer y segundo tomógrafo tomen
 20 muestras de la misma región de un sujeto sin desplazar al sujeto,

en el que los medios de apantallamiento o blindaje comprenden un primer medio de apantallamiento (16), adaptado
 para apantallar dicho sistema de detectores del segundo tomógrafo, que tiene partes superior e inferior de diferente
 forma geométrica adaptadas al campo de radiación (15) del primer tomógrafo de rayos X (13) en el extremo distal de
 dicho emisor de rayos X (13-1), es decir, la superficie de la parte superior referida de la primera pantalla (16) es
 25 sustancialmente paralela al campo de radiación (15) del primer tomógrafo (13) y está adaptada de forma que es
 eficaz contra la radiación dispersada y evita la interferencia con el primer tomógrafo (13).

2. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado porque** el segundo tomógrafo comprende un
 sistema de imagen plana.

3. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado porque** el aparato comprende además un
 soporte para la colocación horizontal del sujeto, pudiendo el soporte desplazarse a lo largo del eje axial del anillo de
 soporte (12) con el sujeto dispuesto horizontalmente en el soporte que puede colocarse en un lugar predeterminado
 dentro del campo de visión eficaz solapado en el que cada uno de los primer y segundo tomógrafos pueden tomar
 35 muestras de imágenes de la misma región del sujeto sin desplazar al sujeto.

4. Aparato de acuerdo con la reivindicación 3, **caracterizado porque** el anillo de soporte (12) comprende el
 soporte para recibir, mantener y soportar los componentes de los primer y segundo tomógrafos (13, 14).

5. Aparato de acuerdo con la reivindicación 4, **caracterizado porque** el primer tomógrafo (13) comprende un
 medio de fijación (13-3) para colocar el emisor (13-1) en el anillo de soporte con al menos un grado de libertad.

6. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado porque** el sistema de detectores (14-1, 14-3)
 comprende una pluralidad de detectores contiguos y medios de conexión con forma de cuña para conectar la
 45 pluralidad de detectores contiguos.

7. Aparato de acuerdo con la reivindicación 6, **caracterizado porque** los detectores del tomógrafo
 comprenden un cristal de centelleo y los medios de conexión comprenden un material de la misma densidad que el
 cristal de centelleo mediante el cual los medios de conexión mantiene una continuidad de densidad en un plano
 virtual definido por la pluralidad de detectores contiguos.

8. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado porque** el segundo tomógrafo está adaptado
 para proporcionar una imagen proyectiva como una imagen óptica sin ser una imagen tomográfica.

9. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado porque** los medios de apantallamiento (16, 17)
 comprenden además un segundo medio de apantallamiento (17) situado en el hueco del anillo de soporte (12) y que
 tiene una forma cilíndrica hueca que es concéntrica con el hueco interior del soporte (12) y comprende al menos dos
 ventanas opuestas que tienen dimensiones predeterminadas que dependen de la sección transversal del campo de
 radiación (15).

10. Aparato de acuerdo con la reivindicación 11, **caracterizado porque** las ventanas son ventanas regulares
 de forma poligonal.

11. Aparato de acuerdo con la reivindicación 11, **caracterizado porque** el segundo medio de apantallamiento
 (17) comprende un obturador mecánico móvil que está colocado en el centro de diferentes componentes (13-1, 13-2,
 14-1 a 14-4) comprendidos en los tomógrafos primero y segundo (13, 14), respectivamente.

12. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado porque** los tomógrafos primero y segundo (13, 14) están configurados para captura de datos secuencial o simultánea.
- 5 13. Aparato de acuerdo con la reivindicación 12, **caracterizado porque** el segundo tomógrafo (13, 14) es una técnica de tomografía asistida por ordenador diferente, tal como tomografía por emisión de positrones, tomografía por emisión de fotón único o técnica tomográfica óptica.
- 10 14. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado porque** comprende además una pantalla transparente móvil plegable (18) con un contenido de plomo que protege al operador de la contaminación por rayos X.

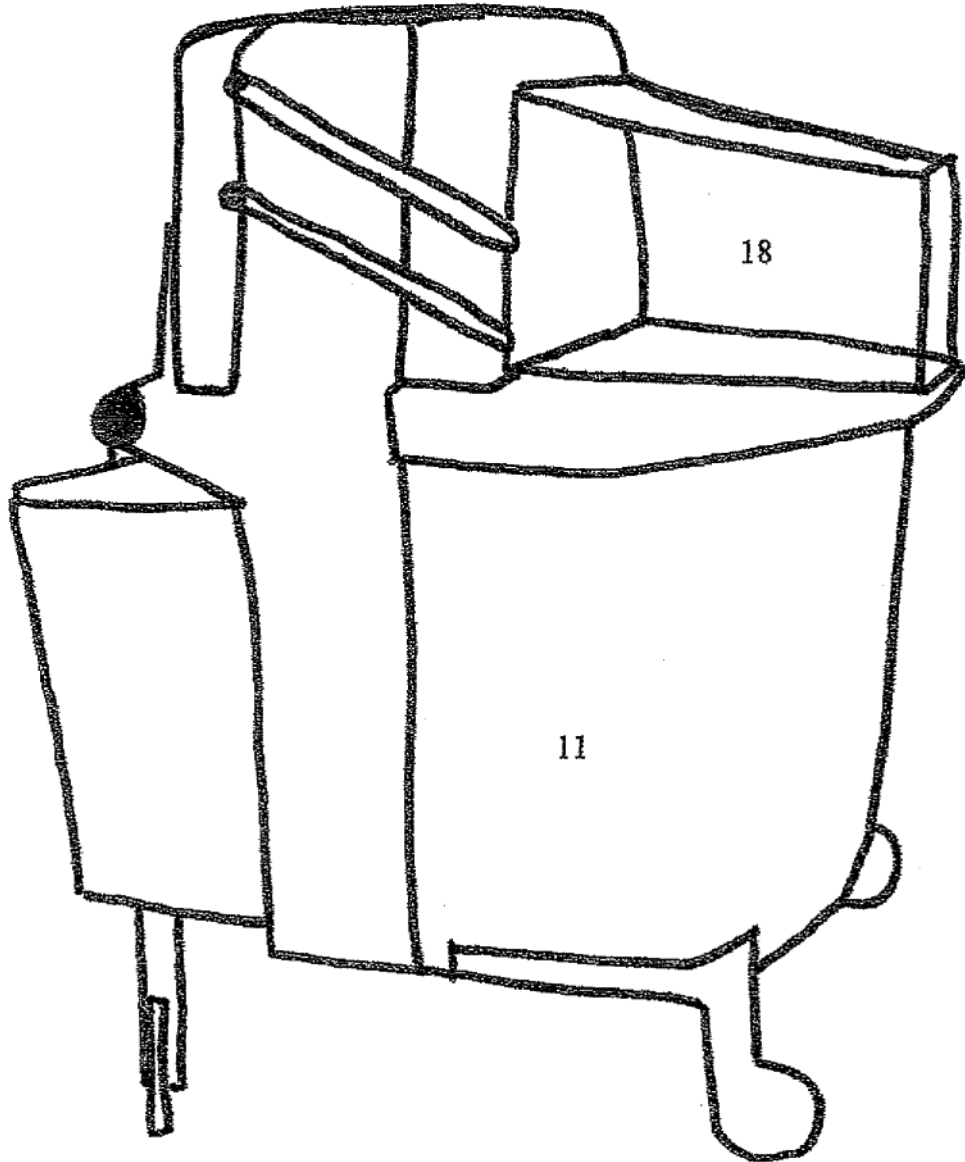


FIG. 1

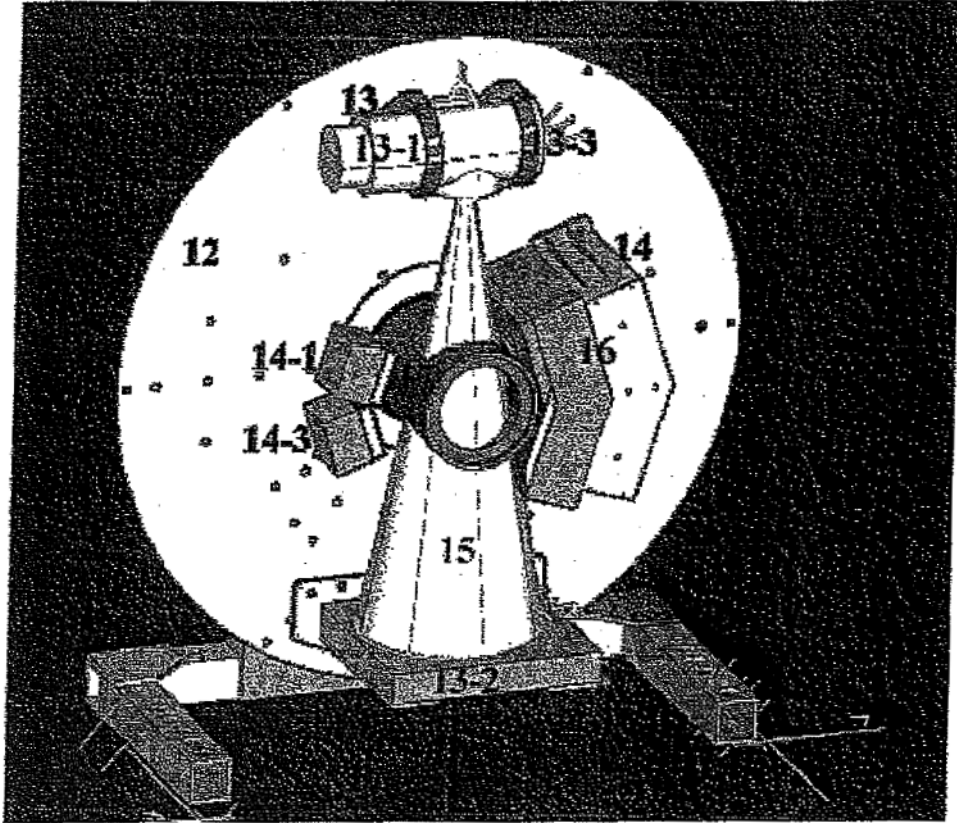


FIG. 2

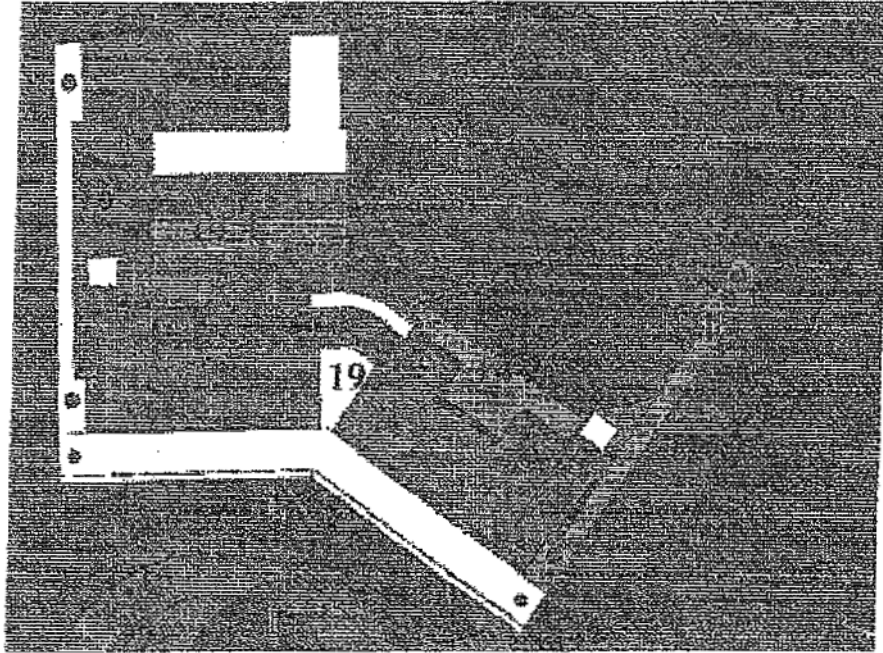


FIG. 3

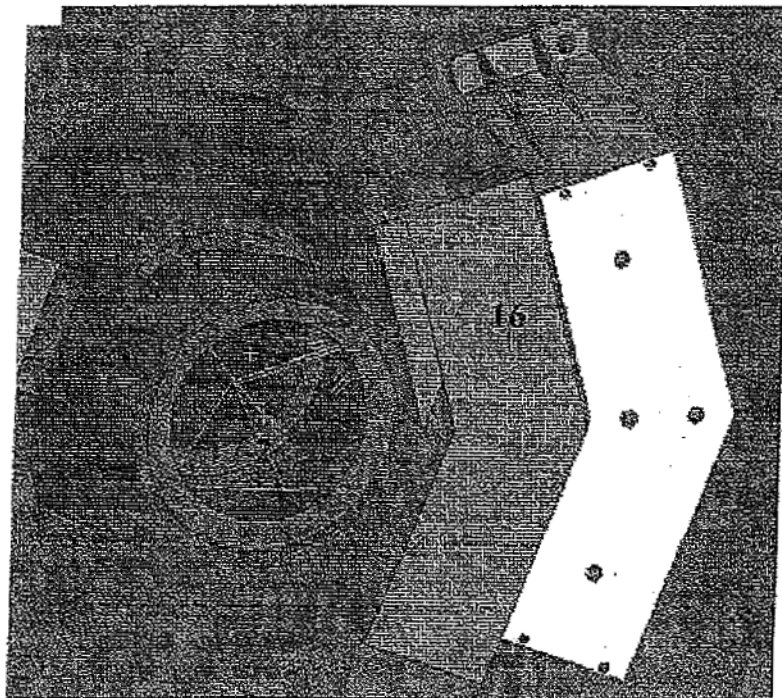


FIG. 4

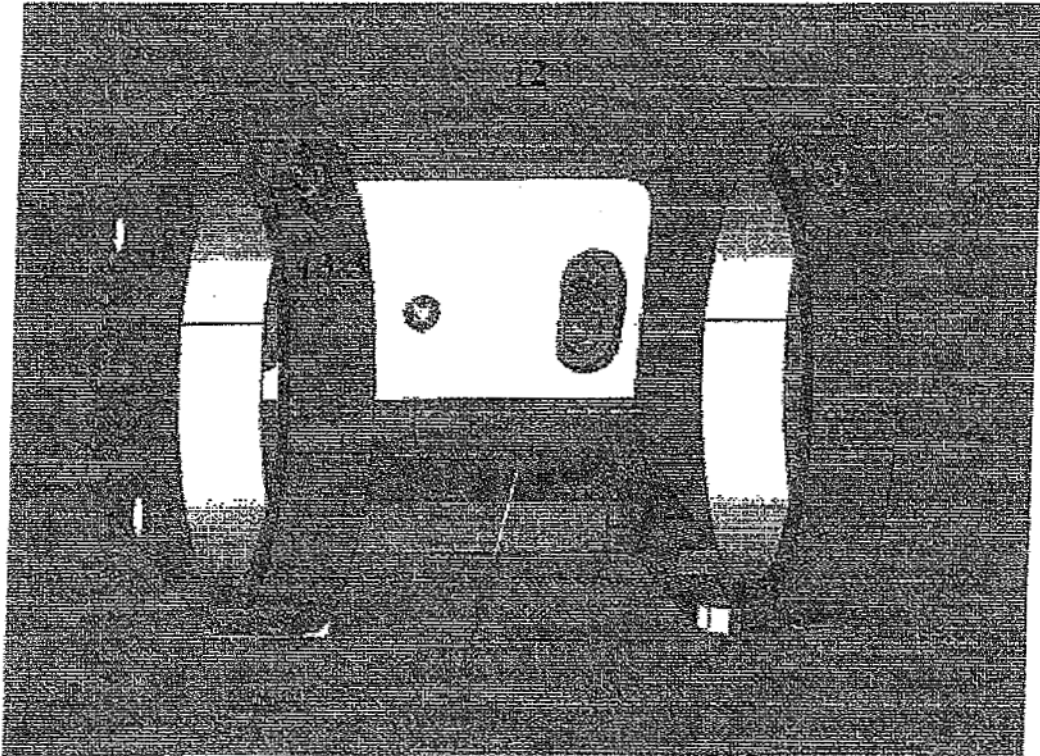


FIG. 5