



I.N.P.I.

SOLICITUD DE:

PATENTE DE INVENCION:



CERTIFICADO DE MODELO DE UTILIDAD:



Fecha de presentación:

I. SOLICITANTE(S):

Acta N°

1) Apellido y Nombre/Denominación o Razón Social:

1) **70% - Comisión Nacional de Energía Atómica (CNEA)**

2) **30% - Universidad Tecnológica Nacional, Facultad Regional Buenos Aires**

2) Documento de Identidad:

Estado Civil

Nupcias:

Nombre del Cónyuge:

INPI Exp.: **20110104557**



Trámite: 11227156 PATENTES Importe: \$750.-

Fecha/Hora: 06/12/2011 13:39:46.367

Agente: FERNANDEZ JORGE ANIBAL

3) Caja de Jubilación o AFJP:

N° de CUIL o CUIT: IVA:

4) Inscripto en el Registro Industrial de la Nación (Decreto-Ley 19.971/72) N°

5) Domicilio Real: 1) **Avda. Del Libertador N° 8250, Capital Federal, República Argentina**
2) **Medrano 951, Capital Federal, República Argentina**

Legal: 1) **el mismo**

2) **el mismo**

II. Objeto:

6) Título de la Invención:

EQUIPO PARA LA ADQUISICIÓN DE IMÁGENES UTILIZADO EN MEDICINA NUCLEAR

7) Carácter de la Patente / Modelo de Utilidad:

Definitiva, por el Terminio de: **20 años**

Adicional a la Solicitud N° / Patente N°

Divisional de la Solicitud N°

8) Ley 17.011 Fecha de Prioridad:

País

N°

III. Documentación acompañada

9) Se acompaña:

a) Comprobante pago de servicio requerido



b) Formulario (ANEXO II) hoja técnica



c) Carátula



- d) Memoria descriptiva
- e) Reivindicaciones firmadas
- f) Dibujos (Anexo III)
- g) Numero de figuras reducidas
- h) Resumen (Anexo I)
- i) Copia Certificada (Ley 17.011)
- j) Documento de Cesión
- k) Dibujos informales

☒
☒
☒
☐
☒
☐
☐
☐

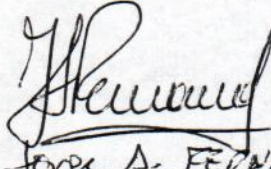
IV Sociedades

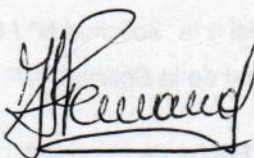
- 10) Sociedad, representada por.....1) Ing. Jorge Aníbal Fernandez.....
2) Gestor de negocios – Agente 1812.....
 quien declara bajo juramento que inviste el carácter de 1) Representante
 2) Gestor de negocios – Agente 1812
 que su mandato se encuentra vigente y que la Sociedad se halla inscrita en.....
 Fecha.....N°.....F°.....Lib.....T°.....

V Mandato

- 11) Poder inscripto en...Resolución de CNEA n° 60/96.... Registrado en el INPI bajo N°.....
 Otro Registro:..... N°.....
 12) En este acto, se autoriza a :Carla Priano.....DNI:33.022.488.....
 para todas aquellas gestiones de mero tramite tales como practicar desgloses, retirar testimonios,
 certificados, títulos, copias y notificaciones en el expediente.
 13) Se acompaña poder: Resolución CNEA n° 60/90 y Autorización INPI ☒
 14) Caja jubilación o AFJP..... N° CUIL o CUIT.....20-8442307-7.....
 15) Agente Nro. 1812 – Jorge Aníbal Fernandez.....

VI Observaciones: Los inventores son: Claudio Verrastro, Fernando Carmona, Damián De Biase, Elias da Ponte, Daniel Estryk, Esteban Veinalgo, Martín Belzunce, Juan Alarcón, Augusto Carimatto, Lucio Martínez Garbino.


 Jorge A. FERNANDEZ
 Agente 1812
 (Firma del Gestor de Negocios)


 Ing. Jorge Aníbal FERNANDEZ
 JEFE DEPARTAMENTO
 PROPIEDAD INTELECTUAL
 Gcla. PLANIFICACION, COORDINACION Y CONTROL
 CNEA
 (Firma del(los) Solicitante(s) y/o apoderado)

Código: **311900** - PATENTES-PRESENTACION DE SOLICITUD HASTA 10 REIVINDICACIONES - \$500.00
 (PATENTE, P/FISICA)

Código: **312900** - PATENTES-PRESENTACION DE SOLICITUD POR CADA REIVINDICACION EXCEDENTE DE 10
 (PATENTE, P/FISICA) x 10

- \$250.00

HOJA TECNICA



(19)

I.N.P.I.
REPUBLICA ARGENTINA

(10) PUBLICACION N°: AR

(21) SOLICITUD N°:

(51) INT. CL.:

(12) ☒ PATENTE DE INVENCION ☐ MODELO DE UTILIDAD

(22) FECHA PRESENTACION:

(30) DATOS PRIORIDAD:

(41) FECHA PUBLICACION SOLICITUD:
BOLETIN N°:

(61) ADICIONAL A:

(62) DIVISIONAL DE:

(71) SOLICITANTE(S): **Comisión Nacional de Energía Atómica – Universidad Tecnológica Nacional, Facultad Regional Buenos Aires**

(72) INVENTOR(ES): Claudio Verrastro, Fernando Carmona, Damián De Biase, Elias da Ponte, Daniel Estryk, Esteban Veinalgo, Juan Alarcón, Augusto Carimatto, Lucio Martínez Garbino.

(74) AGENTE: 1812

(83) DEPOS. MICROORGANISMOS:

(54) TITULO DE LA INVENCION: EQUIPO PARA LA ADQUISICIÓN DE IMÁGENES UTILIZADO EN MEDICINA NUCLEAR

(57) RESUMEN:

La invención se refiere a un equipo para la adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear aplicado en particular a la tomografía por emisión de positrones (PET), pudiéndose extender a Cámara Gamma y Tomografía SPECT.

El equipo es concebido como una unidad compacta y modular que consta de dos partes principales. La primera es una estación de recepción de datos o una estación de reconstrucción. La segunda consiste en un pórtico rotatorio y una camilla para el posicionamiento del paciente. El pórtico rotatorio consta de un anillo principal conformado de cabezales detectores (CD) de rayos gamma en coincidencia y junto a este anillo principal se puede disponer de un dispositivo de datos para imágenes complementarias, donde se montan detectores para la generación en forma simultánea de imágenes tomográficas de atenuación e imágenes en 3D térmicas, dimensionales y de video.

La originalidad del equipo de la invención consiste en que introduce el concepto de adquisición helicoidal, debido a la electrónica de procesamiento distribuido asociada a cada CD, eliminando los problemas de cableado, permitiendo el giro completo de forma continua del pórtico y transmitiendo los datos de manera inalámbrica a la estación de reconstrucción. Esto permite la adquisición continua en roto-traslación sincronizado con el movimiento de avance de la camilla, eliminando las zonas muertas de los cristales y mejorando la uniformidad espacial, evitando el uso de datos interpolados y permitiendo el uso de técnicas de reconstrucción del tipo de súper resolución al obtener mediciones entre pixeles.

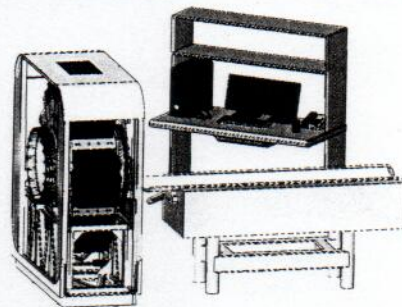


FIGURA MAS REPRESENTATIVA N°1

AR

Memoria Descriptiva de la Patente de Invención

denominada

**“EQUIPO PARA LA ADQUISICIÓN DE IMÁGENES
UTILIZADO EN MEDICINA NUCLEAR”**

Solicitada por

70% - Comisión Nacional de Energía Atómica (CNEA), residente en
Av. del Libertador 8250, Capital Federal, República Argentina.

30% - Universidad Tecnológica Nacional, Facultad Regional Buenos Aires
residente en Medrano 951, Capital Federal, República Argentina.

Inventores: Caludio Verrastro

Fernando Carmona

Damián De Biase

Elias da Ponte

Daniel Estryk

Esteban Veinalgo

Juan Alarcón

Augusto Carimatto

Lucio Martínez Garbino

Por el plazo de 20 años

La presente invención trata de un equipo para la adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear, en particular con los sistemas de tomografía por emisión de positrones, pero se puede extender a Cámara Gamma, Tomografía SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography), y en general para diagnóstico por imágenes de rayos gamma.

La tomografía por emisión de positrones o PET (por las siglas en inglés de Positron Emission Tomography), es una técnica de imágenes utilizada en medicina nuclear que permite evaluar el metabolismo celular por métodos no invasivos, se puede utilizar en la detección de enfermedades cardíacas, neurológicas, detección de Cáncer, etc. También se usa en farmacología para desarrollo de nuevos medicamentos y en el seguimiento de los tratamientos médicos.

Un sistema PET se trata de una técnica de diagnóstico e investigación "in vivo" para medir la actividad metabólica del cuerpo humano, organismo bajo estudio, produciendo una imagen tridimensional. Un sistema PET detecta un par de rayos gamma emitidos por un radio fármaco de vida media corta administrado a través de una inyección intravenosa al organismo bajo estudio. Se utilizan distintos tipos de radio fármacos, dependiendo del tipo de estudio a realizar. Luego de transcurrido el tiempo suficiente para que el radio fármaco se distribuya y se concentre en los tejidos predeterminados, el paciente es escaneado para detectar los lugares donde se ha concentrado. La imagen se obtiene gracias a que los detectores del sistema PET detectan los fotones de 511 KeV emitidos por el paciente, producto de la aniquilación entre un positrón emitido por el radio fármaco y un electrón del medio circundante. La aniquilación produce un par de fotones gamma que se propagan en direcciones casi opuestas ($180^\circ \pm 0,23^\circ$ para el ^{18}F). Estos fotones gamma son detectados por los cristales centelladores dispuestos en anillo alrededor del paciente, que generan un destello de luz visible que a su vez es captado por los fotomultiplicadores (denominados PMT por su

denominación en inglés Photo Multiplier Tube) ubicados en la cara opuesta de los cristales.

El sistema PET basa su principio de funcionamiento en la coincidencia temporal de la detección de los fotones, es decir que, para que los fotones detectados formen una imagen deben llegar en pares al mismo tiempo (coincidencia en una ventana temporal del orden de nano segundos). Ese par de fotones es detectado en coincidencia en detectores opuestos y poseen una energía de 511 KeV determinando una dirección o Línea de Respuesta (denominada LOR, por las siglas en inglés Line Of Response). Los fotones que no cumplen con el valor de energía según un rango predeterminado son descartados para minimizar la detección de fotones que hayan sufrido apilamiento (fenómeno pile-up) o dispersiones energéticas en su trayecto (fenómeno scatter). Todos los fotones que no cumplan con estos requerimientos, serán ignorados por el sistema. Los puntos que conforman la imagen, serán calculados mediante técnicas de reconstrucción de imágenes a partir de las diversas LORs detectadas. Los fotones son convertidos a señales eléctricas por medio de los PMTs y esta información se somete posteriormente a un proceso de filtrado y reconstrucción por el cual se obtiene como resultado la imagen final del estudio PET.

La originalidad del equipo de la invención consiste en que introduce el concepto de adquisición helicoidal que permite la adquisición continua en roto-traslación permitiendo que el pórtico rotatorio, también conocido como gantry, que soporta a los cristales detectores rote en forma continua al mismo tiempo que la camilla avanza para realizar la exploración (scanning) del paciente, esta adquisición continua en roto-traslación de forma helicoidal elimina las zonas muertas de los cristales y mejora la uniformidad espacial, evitando el uso de datos interpolados y permitiendo el uso de técnicas de reconstrucción del tipo de súper resolución al obtener mediciones entre pixeles.

Dentro de los antecedentes podemos encontrar la Patente Americana US 6915004 que presenta el movimiento continuo de la camilla con los métodos

conocidos de procesamiento de datos y adquisición. Otro antecedente vinculado al movimiento del gantry o la camilla se presenta en la Patente Americana US 748566 donde acercando al paciente a uno de los dos detectores en oposición la imagen obtenida tiene la resolución del detector de mayor resolución. El equipo de la invención no requiere ninguna disposición especial del paciente ya que agrega el movimiento giratorio continuo del gantry (pórtico rotatorio) junto con el movimiento de la camilla y al ser giratorio puede medir entre píxeles y obtener imágenes de mayor resolución mediante algoritmos de reconstrucción tomográfica de superresolución y de forma homogénea con un procesamiento dividido en etapas para la adquisición.

En los sistemas convencionales, las señales electrónicas colectadas desde los PMTs se envían a sistemas centrales de procesamiento que amplifican conforma y digitalizan las señales, analizan energía, coincidencias, aplican filtros, realizan correcciones, etc. El tratamiento de estos datos se realiza por medio de computadores digitales, el volumen de información a procesar limita la cantidad de LORs válidas detectadas por segundo en los equipos PET (para una imagen de diagnostico son necesarias cientos de millones de LORs). Esta técnica complica el cableado de las señales, aumenta los tiempos muertos de la adquisición y requiere equipos de gran capacidad tanto de almacenamiento como de velocidad de procesamiento, además de no permitir el movimiento libre de rotación del pórtico, también denominado gantry, que contiene los cabezales detectores.

Una de las ventajas de la invención es que por su estructura de procesamiento distribuido alojado todo en los cabezales de adquisición se reduce el tiempo de los estudios al aumentar la velocidad de adquisición, eliminando tiempo muerto de la electrónica, adquiriendo las imágenes de transmisión simultáneamente con las de emisión y eliminando las paradas entre distintas posiciones de camilla, ya que permite un libre movimiento del gantry (pórtico rotatorio) al no presentar problemas de cableado pudiendo girar completamente sobre sí mismo.

Un inconveniente característico de los sistemas PET convencionales viene aparejado al diseño en el tamaño de los detectores, ya que debido al costo elevado se limita su extensión pero cuanto más angosto sean los detectores menor es el campo de visión (FOV por sus siglas en inglés) y por lo tanto serán necesarias más posiciones de camilla para explorar el cuerpo entero del paciente y formar una imagen de todo el paciente. Además cada una de estas posiciones debe ser solapada adecuadamente para obtener una cobertura homogénea del paciente apareciendo efectos de distorsión en los bordes de los detectores. El anillo detector formado por los cristales centelladores y los PMTs, en la mayoría de los sistemas PET convencionales no tiene una geometría cilíndrica, sino que se aproxima a dicha geometría formando un prisma mediante cristales planos, esta aproximación si bien es buena, provoca la existencia de deformaciones en los puntos de la imagen provenientes de las LOR que pasan por la cercanía de los bordes donde se encuentran los cristales que forman el prisma, generándose zonas muertas y donde se hace necesaria la interpolación de datos para completar la imagen. Por lo antes mencionado una problemática característica de los sistemas PET convencionales es que la resolución espacial de la imagen decae significativamente hacia la periferia del campo de visión (FOV). El ensanchamiento no simétrico de los puntos calientes (con más concentración de actividad), es el resultado de la asignación de eventos de interacción detectados con una LOR equivocada. Para mejorar la resolución de la imagen periférica, se necesita determinar con precisión la profundidad a la que ocurrió la interacción del fotón dentro del cristal centellador. Es posible corregir la posición de la interacción y conseguir una mejor resolución en todo el campo de visión (FOV), si el sistema PET provee información respecto a la profundidad de interacción (DOI por sus siglas del inglés). Existen desarrollados algunos métodos para la obtención de la información DOI, para lo cual se utilizan detectores especiales para determinar la LOR como la Patente Americana US 6528793, sin embargo los sistemas PET convencionales no proveen información de utilidad al respecto.

Otra ventaja de la invención es que permite determinar la DOI por medio de los mismos detectores (utilizando algoritmos no lineales como las redes neuronales artificiales) del mismo modo que los métodos tradicionales realizan la determinación de la posición xy en los cristales continuos. El desarrollo de la invención introduce mejoras al respecto aumentando la resolución de las imágenes porque adquiere los datos en forma helicoidal eliminando las zonas muertas entre los detectores, midiendo entre pixeles, uniformizando la ganancia espacial, utilizando información del movimiento del paciente y utilizando información del contorno (tamaño) del paciente.

Otro inconveniente que se presenta en el estado del arte de los sistemas PET es la exigencia de estabilidad en temperatura requeridas por los detectores y electrónica de los sistemas de imágenes y a la potencia disipada por estos equipos que obliga a disponer de un recinto con ambiente controlado para obtener datos confiables. Estas exigencias ambientales de los servicios de salud donde debe operar el equipo se encuentran reducidas por el desarrollo de la invención ya que no requiere acondicionamiento de aire ni bajos niveles de polvo porque presenta un sistema hermético de remoción de calor que estabiliza la temperatura de trabajo del equipo.

Otra de las ventajas de la invención se encuentra en que reduce los requerimientos de alimentación del sistema ya que opera con 12V de corriente continua, puede ser fácilmente transportable, es modular y desmontable y facilita su instalación al estar montado sobre ruedas (pasando por puertas estándar de 80cm de ancho por 200cm de alto). No existe cableado (transferencia de datos inalámbrica) entre el equipo de adquisición y la estación de recepción de datos o la computadora de reconstrucción, facilitando de esta manera el sistema, ya que esta última puede ser una computadora portátil con capacidad de procesamiento gráfico. Su mantenimiento es económico porque permite el funcionamiento del equipo con solo 2 de los seis detectores principales. Permite también la reparación a nivel de reemplazo de un cabezal completo (como unidad enchufable) como

también el reemplazo de un fotomultiplicador individual o las placas electrónicas (Procesador de Pulsos, Procesador Gamma y Procesador de Coincidencias) de un cabezal en particular.

Otro inconveniente característico de los sistemas PET es las distorsiones en cuanto al número de LORs detectadas de acuerdo a la posición en donde se produjo la aniquilación y la densidad de los tejidos que la rodean ya que la cantidad de rayos gamma detectados depende también de la cantidad de masa corporal que debieron atravesar los mismos antes de llegar a los detectores. Para compensar este efecto los equipos realizan una exploración por transmisión, que consiste en hacer girar una fuente gamma alrededor del paciente y obtener una imagen de transmisión de la que se obtiene la información de la densidad de los distintos tejidos del paciente y se calculan los coeficientes de atenuación que permite corregir la imagen por atenuación. Como desventaja del estado del arte encontramos que estos equipos PET necesitan disponer de una imagen, realizada por ultrasonido, rayos X, rayos gamma o resonancia magnética de forma que no se pueden realizar ambas exploraciones en forma simultánea y se debe disponer de un tiempo extra para hacer la imagen de atenuación.

Este inconveniente es resuelto por el equipo de la invención presentando un dispositivo (multimodal) de datos para imágenes complementarias dotado de sensores que se encuentran acoplados al pórtico rotatorio con los cabezales detectores, el cual aumenta la capacidad de diagnóstico corregistrando la imagen termográfica del paciente junto a la imagen tomográfica y a la imagen de transmisión que realiza las exploraciones de transmisión, dimensionales, ópticas y térmicas en forma simultánea con el estudio del PET, de esta manera puede compensar movimientos del paciente ya que tiene la posición en función del tiempo, y utiliza esta información en el algoritmo de reconstrucción tanto de la imagen de transmisión como en la imagen de emisión.

La originalidad del equipo de la invención consiste en que introduce el concepto de adquisición helicoidal que permite la adquisición continua en roto-

traslación permitiendo que el pórtico rotatorio (gantry) que soporta a los cristales detectores rote en forma continua al mismo tiempo que la camilla avanza para realizar la exploración (scanning) del paciente (de forma sincronizada), esta adquisición continua en roto-traslación de forma helicoidal elimina las zonas muertas de los cristales y mejora la uniformidad espacial, evitando el uso de datos interpolados y permitiendo el uso de técnicas de reconstrucción del tipo de súper resolución al obtener mediciones entre píxeles.

El equipo es concebido como una unidad compacta y modular que consta de dos partes principales. La primera es una estación de recepción de datos o una estación de reconstrucción y exhibición de datos que puede constar de un procesador con capacidad de procesamiento de datos en forma paralela tales como las tarjetas GPU (Graphical Processor Unit) y es cualquiera de las conocidas en el estado del arte. La segunda es el equipo que consiste en un pórtico rotatorio y una camilla para el posicionamiento del paciente. El pórtico rotatorio, que es la novedad de la invención, consta un anillo principal conformado de cabezales detectores de rayos gamma en coincidencia (por ejemplo 6 cabezales) y junto a este anillo principal se dispone de un dispositivo (multimodal) de datos para imágenes complementarias, donde se montan detectores para la generación en forma simultánea de imágenes tomográficas de atenuación e imágenes en 3D térmicas, dimensionales y de video. Como fue mencionado, el movimiento giratorio de los anillos detectores esta sincronizado con el movimiento de avance de la camilla, de forma tal de obtener una exploración helicoidal y uniforme de todo el cuerpo del paciente.

Tal como se menciona en los antecedentes la eficiencia o ganancia espacial de los detectores dependerá de la posición relativa del punto emisor con respecto al detector, con este diseño de movimiento circular de los detectores alrededor del paciente y el avance sincronizado de la camilla se logra que todos los puntos del paciente realicen el mismo recorrido frente a los detectores, logrando de esta manera que todos los puntos exhiban la misma ganancia espacial y al mismo

tiempo se eliminan los puntos ciegos de los detectores, de esta manera se hace innecesaria la interpolación de datos para la eliminación de artefactos en los sinogramas.

Toda la electrónica de adquisición está integrada en los cabezales detectores, esto permite la eliminación de cables de interconexión entre los fotomultiplicadores y la electrónica de procesamiento. Cada Fotomultiplicador tiene su placa de polarización, su amplificador y su placa de digitalización y procesamiento toda incluida en su base. Esto hace que la generación de calor sea mayor dentro del cabezal; para esto se dispone de un sistema novedoso de refrigeración especial. La electrónica de coincidencia se encuentra alojada en un espacio reservado entre dos cabezales, esta resuelve la colimación electrónica y calcula las coordenadas espaciales de las LORs, enviándolas en forma inalámbrica a una estación de recepción de datos o a una estación de reconstrucción, eliminando todos los cables que vinculan a los cabezales, dentro del pórtico rotatorio (gantry), con el equipo de reconstrucción. La única conexión del equipo con la base es la alimentación de baja tensión, ésta se realiza por medio de escobillas deslizantes.

Al estar incorporada toda la electrónica de detección en el interior de los cabezales detectores del equipo, convirtiéndolos en una cámara gamma completa, la disipación de potencia en el interior del cabezal es mayor y tanto el cristal centellador como los fotomultiplicadores y los amplificadores electrónicos son sensibles a la temperatura de operación.

Este calor es volcado al recinto entre los cabezales giratorios y la cubierta del equipo y, mediante el sistema de refrigeración, es transportado al ambiente exterior presentando dos opciones, convección natural o forzada mediante un radiador de aire acondicionado dispuesto en el interior del equipo. En esta última opción, la operación del equipo es totalmente independiente de las condiciones ambientales del servicio donde está instalado.

El sistema de refrigeración del equipo, o sistema de extracción de calor de la invención, minimiza, en una de sus opciones, los requerimientos ambientales del recinto donde se instala el PET, siendo que los PET convencionales obligan a disponer de un recinto con ambiente controlado para obtener datos confiables.

El dispositivo (multimodal) de datos para imágenes complementarias, que se acopla opcionalmente al equipo, de la invención está dotado de diversos sensores para obtener imágenes que complementan y mejoran las imágenes principales o de emisión, este dispositivo, paralelo al cabezal principal de emisión, rota solidariamente con él permitiendo obtener la información de densidad, posición, tamaño y la temperatura superficial del paciente, en forma simultánea a las imágenes de emisión, eliminando la necesidad de una exploración especial para ello, con este método se acorta el tiempo total del estudio y al mismo tiempo se obtienen imágenes ópticas, termográficas y dimensionales del paciente. Estas imágenes que son corregistradas con la imagen principal, permiten correcciones por atenuación, por cambios de posición, por movimientos involuntarios del paciente y permite la implementación de algoritmos de reconstrucción iterativos donde se puede incorporar la información del tamaño del paciente. La imagen térmica puede utilizarse para realizar diagnósticos diferenciales, que pueden confirmar la presencia de un tumor u otras dolencias por el aumento o disminución de temperatura en una zona en coincidencia con las imágenes de emisión.

El dispositivo (multimodal) de datos para imágenes complementarias contiene las siguientes partes:

1. Un equipo de imagen de transmisión que consta de una fuente gamma de un radioisótopo con energía próxima pero distinguible de los 511KeV características a la desintegración electrón-positrón y un detector de centelleo en oposición, conformando un abanico con una disposición similar a la de un tomógrafo computado pero operando con rayos gamma de energía similar a los 511KeV (por ejemplo con una fuente de ^{137}Cs con fotopico en 662 KeV).

2. El sensor dimensional que está dotado de un escáner laser que explora el contorno del paciente y en conjunción con un equipo de registro construye una imagen tridimensional del contorno del paciente, esta información se emplea para acelerar y refinar la reconstrucción de la imagen tomográfica.
3. El sensor termográfico que emplea una cámara infrarroja que al rotar alrededor del paciente permite la construcción de una imagen térmica del paciente que al ser corregistrada con la imagen tomográfica aumenta el poder diagnóstico del equipo, sobre todo en el caso de tumores con localización superficial.
4. El equipo óptico consta de una cámara de video en conjunto con el medidor de distancia ultrasónico que al girar alrededor del paciente permite la generación de imágenes del movimiento respiratorio como otros movimientos del paciente durante el estudio, estas imágenes que al ser corregistradas con la imagen tomográfica permiten su corrección por movimientos del paciente aumentando la resolución de esta, formando una imagen con menor incertidumbre.

A fin de una mejor comprensión de la presente invención y mayor entendimiento de las ventajas comentadas, más las que los entendidos en la especialidad podrán agregar, se realiza a continuación la descripción detallada de un ejemplo preferido de realización del equipo para la adquisición de imágenes, de la presente invención, en base a los dibujos adjuntos, en los cuales:

La Figura 1 muestra una vista frontal, en perspectiva, del pórtico rotatorio del equipo para la adquisición de imágenes de la invención sin la cubierta frontal, a fin de mostrar sus partes internas.

En la Figura 2 se muestra una vista lateral, en perspectiva, del pórtico rotatorio, sin la cubierta lateral y posterior, a fin de mostrar sus partes internas, y su instalación con los otros elementos que forman la totalidad del equipo para la adquisición de imágenes de la invención.

La Figura 3 muestra una vista frontal, en perspectiva, del pórtico rotatorio de la Figura 1, sin la cubierta, a fin de mostrar otros detalles de sus partes internas.

La Figura 4 muestra una vista lateral, en perspectiva, del pórtico rotatorio del equipo para la adquisición de imágenes de la invención con la cubierta y sin puerta lateral, a fin de mostrar la forma de retirar los cabezales detectores para mantenimiento.

La Figura 5 muestra una vista frontal, en perspectiva, del pórtico rotatorio del equipo para la adquisición de imágenes de la invención sin la cubierta frontal, donde se observa el flujo de aire de ventilación de la opción de refrigeración por convección natural del sistema de extracción de calor del equipo.

La Figura 6 muestra una vista frontal del pórtico rotatorio del equipo para la adquisición de imágenes de la invención sin la cubierta, donde se observa el flujo de aire de ventilación de la opción de refrigeración por equipo de aire acondicionado integrado del sistema de extracción de calor del equipo.

En las figuras, a iguales números de referencia corresponden iguales o equivalentes elementos constitutivos del ejemplo de realización del equipo para la adquisición de imágenes de la invención y de su instalación.

En la Figura 1 se puede observar al equipo (1) para la adquisición de imágenes de la invención sin la cubierta frontal, donde dentro de una cubierta (2) se encuentra el pórtico rotatorio (3), con una base que lo soporta (4). El pórtico rotatorio (3) realiza un movimiento de rotación que se produce a través de una correa plana de transmisión (5), que es impulsada por un motor (6) que provoca el giro continuo del pórtico rotatorio (gantry) (3), que contiene solidario a su periferia a los cabezales detectores (7), con sus guías telescópicas para montaje (8).

También se observa en la Figura 1, un dispositivo de datos para imágenes complementarias (multimodal) cuyas partes constructivas están acopladas solidariamente al pórtico rotatorio (3), que contiene a estas partes: un dispositivo el medidor de distancia Laser (escáner laser) (9), la cámara de Video (10), los

Detectores Gamma para la imagen de Trasmisión (11), la fuente gamma colimada para la imagen de trasmisión (12), el medidor de distancia Ultrasónico (13) y la cámara de imágenes térmicas (cámara infrarroja) (14).

La Figura 2 muestra al equipo (1) para la adquisición de imágenes de la invención completo, sin la cubierta, donde se observa la camilla con bandeja para el paciente (15), con movimiento axial y sincronizado al giro del pórtico rotatorio (3), y la estación de recepción de datos para la reconstrucción de imágenes (16).

El pórtico rotatorio (3), contiene los cabezales detectores (7) de radiación Gamma que giran alrededor del paciente. Este giro se debe realizar con precisión y libre de vibraciones porque en el interior de las cajas contenedoras se encuentran los cristales detectores de por ejemplo Ioduro de Sodio, los fotomultiplicadores y la electrónica asociada a la colección de datos para la información de la imagen tomográfica.

La estructura que forma el pórtico rotatorio (3), también sostiene el sistema de blindaje, formado por láminas de plomo que se adosan a los lados de los detectores para disminuir la radiación dispersa proveniente de zonas externas al campo de visión de los cabezales detectores (7). Para aplicaciones de fotón único como la cámara gamma y SPECT, el pórtico está diseñado para que se pueda acoplar un colimador en el frente de cada cabezal detector (7).

El suministro de la tensión de alimentación al pórtico rotatorio (3) se realiza a través del anillo colector (17) y las escobillas deslizantes para la trasmisión de tensión de alimentación (18). El sistema de alimentación provee una única tensión (por ejemplo de 12Vcc); puede trabajar con baterías.

El pórtico rotatorio (3) es de configuración prismática (por ejemplo hexagonal), soporta los 6 cabezales detectores (7) con su electrónica asociada. El pórtico rotatorio (3) tiene una capacidad de rotación continua (por ejemplo de 1 rpm) sincronizado con el avance de la camilla (15) (por ejemplo a 30 mm por minuto), para uniformizar los efectos de ganancia espacial y para adquisiciones en

forma helicoidal. Está diseñado en forma modular para facilitar su instalación y su transporte, sus dimensiones y peso permiten el uso de ascensores y puertas de tamaño estándar. Para reducir los requerimientos ambientales, puede presentar un sistema de ventilación de circuito cerrado conectado a un intercambiador de calor.

En la Figura 3 se puede observar al procesador de coincidencias y transmisor de datos inalámbricos (19) y a la antena para la transmisión de datos en forma inalámbrica (20). Los cabezales detectores (7) están conectados a un Procesador de Coincidencias (19) de los datos obtenidos en ellos. La transferencia de datos desde Procesador de Coincidencias (19) a la estación de recepción de datos para la reconstrucción de imágenes (16) se realiza en forma inalámbrica a través de la antena (20).

En la Figura 3 también se observa la base soporte (4) con patas extensible (21) para fijación y nivelación del equipo (1) en su puesto de trabajo, las ruedas para transporte (22), y los rodamientos de apoyo (23) sobre los que gira el pórtico. Dicha base de apoyo transportable (4) es un carro estructural liviano con el tamaño de diseño adecuado para el pasaje por puertas estándar.

En la Figura 4 se observa que la cubierta (2) frontal del equipo (1), tiene dos botoneras de operación manual y emergencia (24) para el correcto posicionamiento del paciente en la abertura del pórtico con un visor de datos para posicionamiento manual del paciente (25) que indica cuando el paciente esta posicionado adecuadamente.

La mecánica está diseñada en forma de módulos para lograr un armado y mantenimiento rápido y económico. La instalación y alineamiento de todo el equipo es fácil y con posibilidad de desplazamiento. Su mantenimiento es económico porque permite el funcionamiento del equipo con solo con 2 de los seis detectores principales. Permite también la reparación a nivel de reemplazo de un cabezal detector completo (como unidad enchufable) (7), con el auxilio de un carro de mantenimiento (26), hasta el reemplazo de un fotomultiplicador individual o las

placas electrónicas (Procesador de Pulsos, Procesador Gamma y Procesador de Coincidencias) de un cabezal en particular.

En la Figura 5 se muestra el equipo (1) sin la cubierta frontal, donde se observa la opción de refrigeración por convección natural del sistema de extracción de calor del equipo. El flujo de aire de ventilación circula de forma natural como se representa en la Figura 5, donde el flujo de aire fresco del exterior del equipo (27) ingresa por los orificios inferiores de la cubierta lateral y el flujo de aire de refrigeración dentro del equipo (28) asciende por el recinto entre los cabezales y la cubierta interna del equipo transportando el calor generado por la electrónica hacia la parte superior, donde por los orificios de la cubierta superior se produce la salida de aire caliente al exterior del equipo (29).

En la Figura 6 se observa el flujo de aire de ventilación de la opción de refrigeración por equipo de aire acondicionado integrado del sistema de extracción de calor del equipo. El equipo (1) se muestra sin la cubierta frontal, donde el flujo de aire de refrigeración dentro del equipo interno (28) fluye de manera circular acompañando el giro (30) del pórtico rotatorio (3). La unidad Interna (evaporador) (31) al equipo hace circular el flujo de aire de caliente (29) a través de la unidad evaporadora (31) de aire acondicionado. El flujo de aire fresco exterior (32) circula a través de la unidad condensadora de aire acondicionado (unidad exterior) (33) y el flujo de aire caliente al ambiente exterior (34) es liberado al exterior del equipo por la misma unidad condensadora (33).

Esta última opción del sistema de refrigeración del equipo de la invención minimiza, en una de sus opciones, los requerimientos ambientales del recinto donde se instala el PET, siendo que los PET convencionales obligan a disponer de un recinto con ambiente controlado para obtener datos confiables.

Una descripción más detallada de algunos elementos del equipo para la adquisición de imágenes de la invención sigue a continuación:

- Pórtico rotatorio (3): de disposición prismática con detectores planos alcanzando un gran campo de visión. Todo el disco está apoyado sobre rodamientos (23) y posee un motor (6) que impulsa el giro continuo del pórtico (gantry) con velocidad estabilizada por sensores ópticos. Esta rotación permite mediciones desde todos los ángulos sin puntos ciegos. La transmisión por correa plana (5) facilita el movimiento con bajo nivel de ruido.
- Cabezales detectores (7): Los cabezales alojan a los cristales detectores de rayos gamma y toda la electrónica asociada y tiene tapa hermética a la luz, polvo y humedad. Para facilitar el mantenimiento están dotadas de un sistema de montaje con guías telescópicas (8). La alimentación y transferencia de datos se realiza por conectores de inserción automática, el cableado se canaliza a la unidad de procesamiento de coincidencias (PCoin) (19) y transmisión de datos (20) ubicada en el pórtico rotatorio, ésta a su vez los transmite en forma inalámbrica a la estación de recepción de datos o a una unidad de reconstrucción de imágenes (16).
- El dispositivo de datos para imágenes complementarias (multimodal) está formado por un conjunto de sensores acoplados al anillo principal que gira solidario al pórtico rotatorio (gantry), sobre él se monta una fuente colimada de rayos gamma (12) (por ejemplo ^{131}Cs) que ilumina a los detectores de transmisión (11) que están montados en oposición sobre el mismo disco. Estos detectores de rayos gamma formados, por ejemplo de cristales de LYSO pixelados, y fotomultiplicadores multiánodo con sus respectivos procesadores de pulsos y procesadores gamma, permiten la reconstrucción de una imagen de transmisión del paciente. En forma transversal (por ejemplo a 90°) se monta una cámara infrarroja (14), sensor termográfico, y una cámara imagen óptica, cámara de video (10), que realizan la exploración para la reconstrucción de la imagen térmica del paciente, estas imágenes se corregistran con las imágenes de transmisión y emisión. En oposición a esta última se montan el medidor

de distancia ultrasónico (13) y el medidor de distancias láser (9) (range finder), que permite realizar la reconstrucción tridimensional del volumen del paciente en sincronismo con la adquisición de las imágenes de transmisión y emisión.

- El sistema de extracción de calor del equipo, tiene dos variantes de acuerdo a las características de la sala donde se instala el equipo:
 - Si la sala tiene acondicionamiento de aire propio el equipo presenta un sistema de refrigeración de convección natural de aire que hace ingresar aire fresco de la sala (27) lo circula por el interior del equipo (28) y lo expulsa por la parte superior al ambiente (29), como se observa en la Figura 5.
 - Si la sala no tiene acondicionamiento de aire, el equipo está dotado con una unidad de acondicionamiento propia, que permite la remoción de calor en forma estanca con la sala. La unidad Interna al equipo hace circular el aire caliente (29) a través del evaporador (31) generando un flujo circular del aire fresco (28) que acompaña al giro del pórtico rotatorio (30). En la unidad exterior se produce la transferencia de calor al ambiente por la circulación de aire fresco (32) a través del condensador (33) y liberando aire caliente (34) al ambiente, como se observa en la Figura 6.

Siguen 20 reivindicaciones en página 18-.

REIVINDICACIONES

Habiendo descripto y determinado la naturaleza y alcance de la presente invención, y la manera que la misma ha de ser llevada a la práctica, se declara lo que se reivindica como invención y de propiedad exclusiva:

1) Equipo para la adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear, del tipo que contiene un pórtico donde se acoplan 1 o más cabezales detectores de radiación y una camilla donde se ubica el ente emisor de radiación, caracterizado porque, dicho pórtico es rotatorio en forma continua describiendo múltiples vueltas, sin cambio de su sentido de giro alrededor de la camilla, con desplazamiento de la camilla axial y sincronizado al pórtico, de forma que el conjunto pórtico-camilla desarrolla un movimiento helicoidal (adquisición continua en roto-translación de forma helicoidal), y en dichos cabezales detectores de radiación, se instalan cristales de detección y los medios electrónicos para procesar los pulsos y datos que transmiten los datos de interés a una estación de recepción de datos en forma inalámbrica.

2) Equipo para la adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear, según la reivindicación 1, caracterizado porque, dicho pórtico rotatorio es de configuración prismática y además contiene guías telescópicas para el montaje de dichos cabezales detectores.

3) Equipo para la adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear, según la reivindicación 1, caracterizado porque, dicho pórtico rotatorio es soportado por una base-carro estructural por medio de rodamientos de apoyo sobre los que gira dicho pórtico impulsado por un motor, alojado en dicha base-carro estructural, a través de una correa de transmisión que realiza el movimiento de rotación de dicho pórtico rotatorio.

- 4) Equipo para la adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear, según la reivindicación 3, caracterizado porque, dicha base-carro estructural además contiene patas extensibles, para fijación y nivelación de dicho pórtico, y ruedas para transporte.
- 5) Equipo para la adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear, según la reivindicación 1, caracterizado porque, dicho pórtico rotatorio contiene un anillo colector y escobillas deslizantes para el suministro y transmisión de tensión de alimentación.
- 6) Equipo para la adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear, según la reivindicación 3, caracterizado porque, dicho pórtico rotatorio contiene un sistema de blindaje que consiste en láminas de plomo adosadas a los laterales de dichos cabezales detectores para disminuir la radiación dispersa de zonas externas al campo de visión de dichos cabezales detectores.
- 7) Equipo para la adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear, según la reivindicación 6, caracterizado porque, dicho equipo contiene cubiertas laterales y cubiertas frontales, para protección de los interiores de dicho equipo, y además contiene una puerta lateral, en dicha cubierta lateral, para retirar dichos cabezales detectores para tareas de mantenimiento, y una botonera, en dicha cubierta frontal, para operación manual y de emergencia de dicho equipo y un visor de datos, para el correcto posicionamiento manual de dicho ente emisor de radiación.
- 8) Equipo para la adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque, dicho pórtico rotatorio contiene además acoplado solidariamente un dispositivo de datos para imágenes complementarias que obtiene datos para imágenes tomográficas de atenuación de forma simultánea a los datos de las imágenes de emisión (PET).

9) Equipo para la adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear, según la reivindicación 8, caracterizado porque, dicho dispositivo contiene una fuente gamma y un detector de centelleo, colocado en oposición a dicha fuente, obteniendo datos para la imagen de transmisión, que se transmite de manera inalámbrica a dicha estación de recepción de datos.

10) Equipo para la adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear, según la reivindicación 9, caracterizado porque, dicha fuente gamma es mayor a 400 KeV y menor a 700 KeV.

11) Equipo para la adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear, según la reivindicación 9, caracterizado porque, dicho dispositivo contiene una cámara infrarroja que obtiene datos para la imagen termográfica, que se transmite de manera inalámbrica a dicha estación de recepción de datos.

12) Equipo para la adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear, según la reivindicación 9, caracterizado porque, dicho dispositivo contiene un escáner laser que obtiene datos para la imagen dimensional, que se transmite de manera inalámbrica a dicha estación de recepción de datos.

13) Equipo para la adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear, según la reivindicación 9, caracterizado porque, dicho dispositivo contiene una cámara de video y un medidor de distancia ultrasónico que obtiene datos para la imagen óptica, que se transmite de manera inalámbrica a dicha estación de recepción de datos.

14) Equipo para la adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear, según la reivindicación 7, caracterizado porque, dicho equipo contiene un sistema de extracción de calor por convección natural (en sala climatizada) que contiene 1 o más medios (orificios) de entrada de aire de refrigeración, ubicados en la parte

inferior de la cubierta lateral, y 1 o más medios (orificios) de salida de aire caliente, ubicados en la cubierta superior del equipo.

15) Equipo para la adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear, según la reivindicación 7, caracterizado porque, dicho equipo contiene un sistema de extracción de calor por convección forzada que contiene una unidad interna al equipo, que consiste en un evaporador, liberando esta misma el aire fresco al interior del equipo, y unidad externa al equipo, que consiste en un condensador por la que se libera aire caliente al ambiente exterior.

16) Equipo para la adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear, según la reivindicación 9, caracterizado porque, dicho equipo contiene un sistema de extracción de calor por convección natural (en sala climatizada) que contiene 1 o más medios (orificios) de entrada de aire de refrigeración, ubicados en la parte inferior de la cubierta lateral, y 1 o más medios (orificios) de salida de aire caliente, ubicados en la cubierta superior del equipo.

17) Equipo para la adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear, según la reivindicación 9, caracterizado porque, dicho equipo contiene un sistema de extracción de calor por convección forzada que contiene una unidad interna al equipo, que consiste en un evaporador, liberando esta misma el aire fresco al interior del equipo, y unidad externa al equipo, que consiste en un condensador por la que se libera aire caliente al ambiente exterior.

18) Equipo para la adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque, dicho equipo es aplicado a un equipo de tomografía por emisión de positrones.

19) Equipo para la adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 17, caracterizado porque, dicho

equipo es aplicado a un equipo de cámara gamma, donde en dicho pórtico rotatorio se acopla un colimador en el frente de dichos cabezales detectores.

20) Equipo para la adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 17, caracterizado porque, dicho equipo es aplicado a un equipo de tomografía computada por emisión de fotón único (SPECT), donde en dicho pórtico rotatorio se acopla un colimador en el frente de dichos cabezales detectores


Ing. Jorge Anibal FERNANDEZ
JEFE DEPARTAMENTO
PROPIEDAD INTELECTUAL
Gcla. PLANIFICACION, COORDINACION Y CONTROL
Comisión Nacional de Energía Atómica

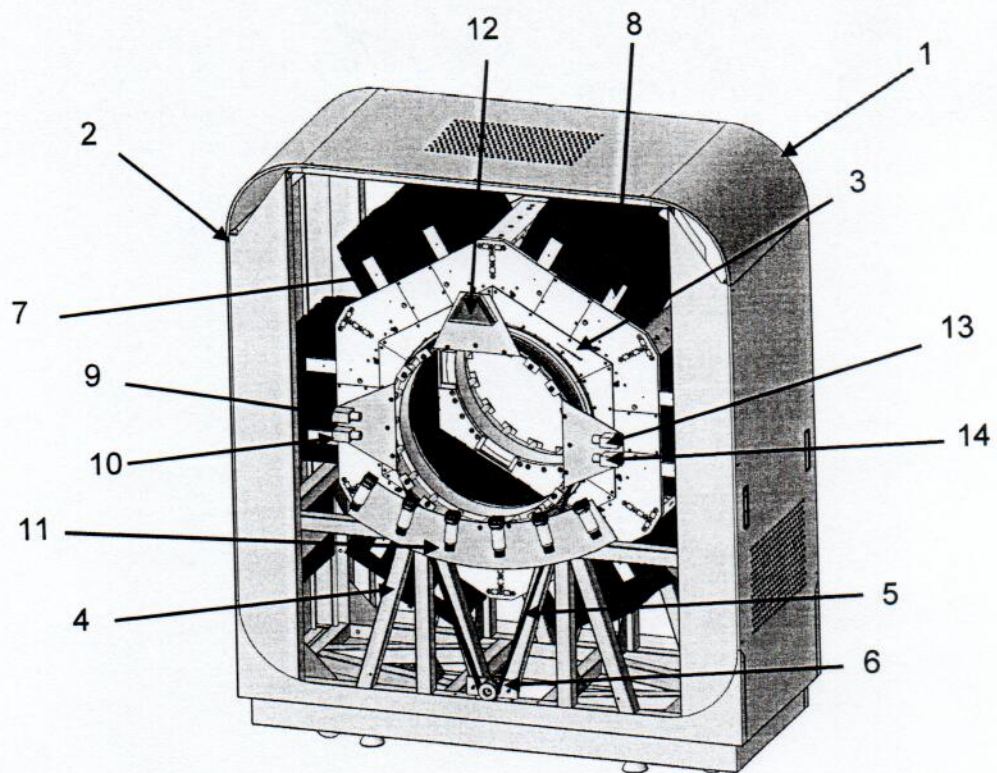


Figura 1

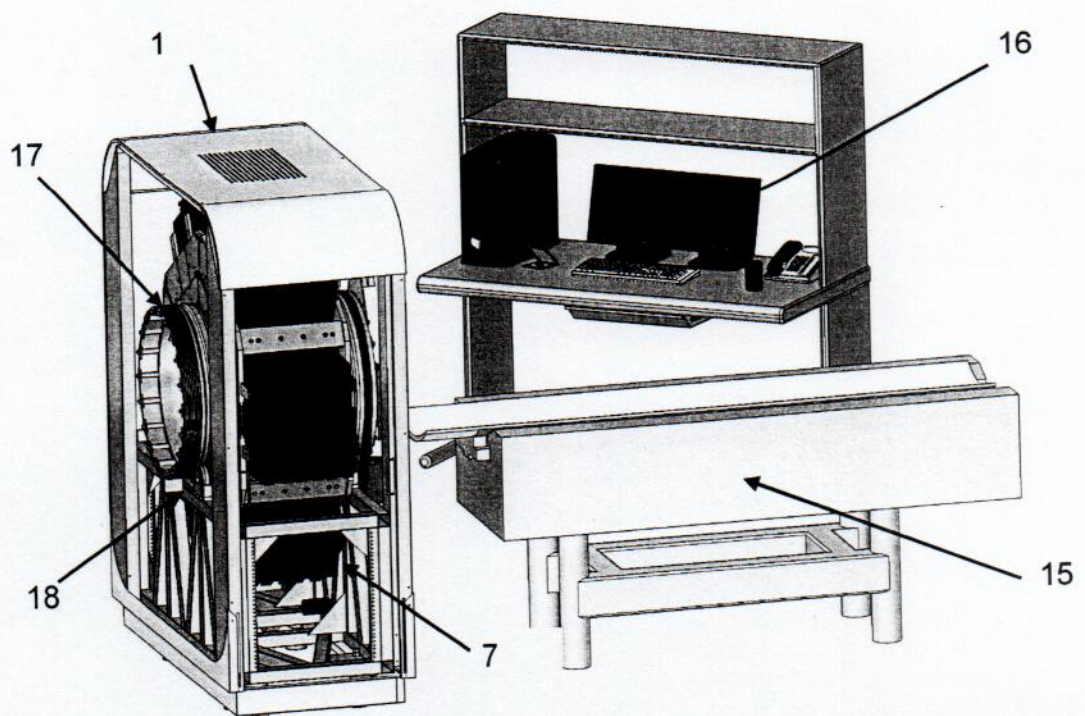


Figura 2

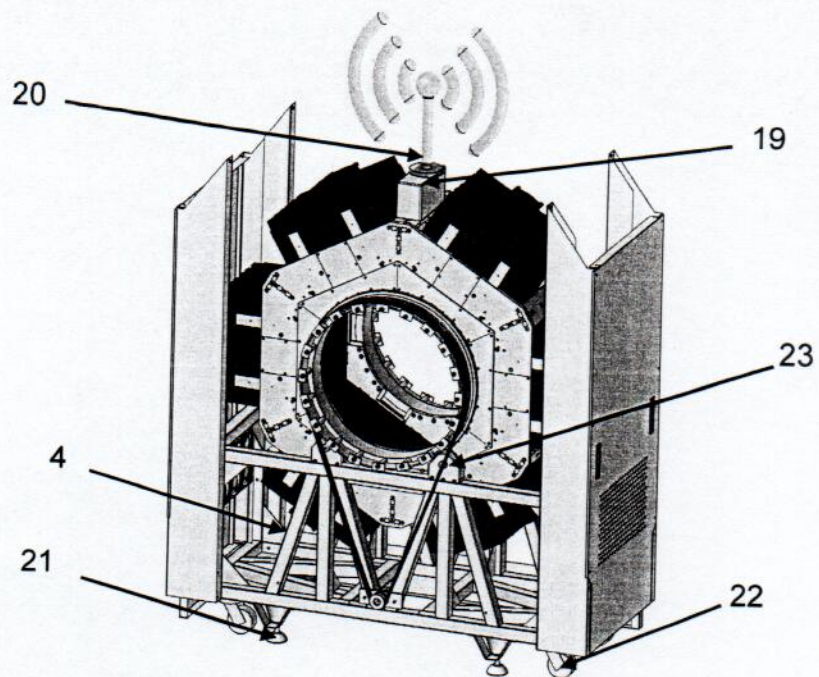


Figura 3

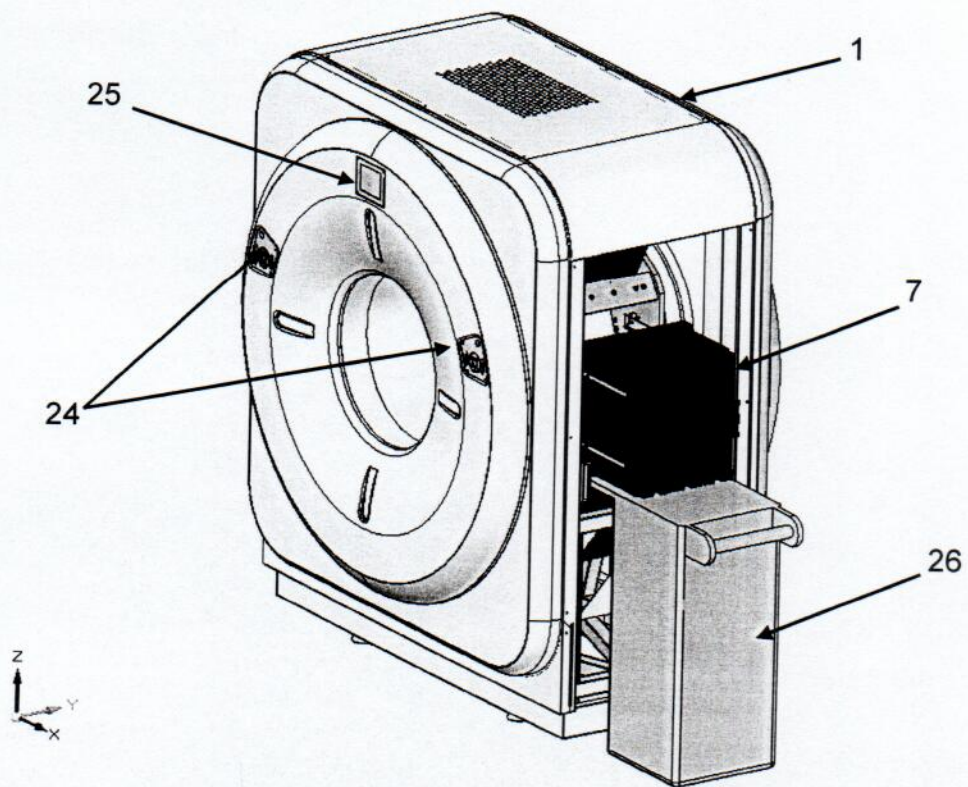


Figura 4

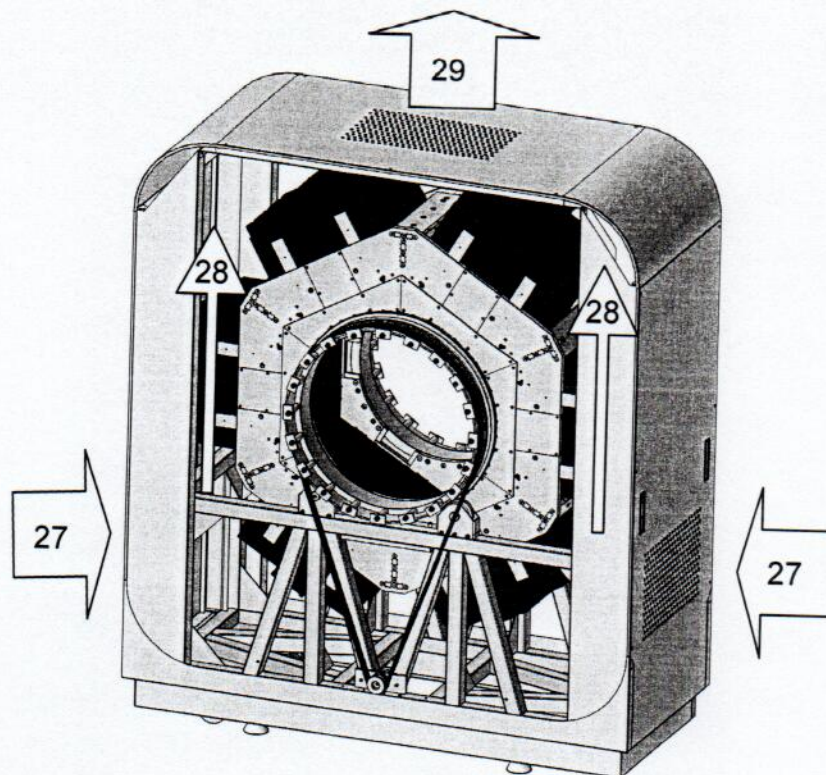


Figura 5

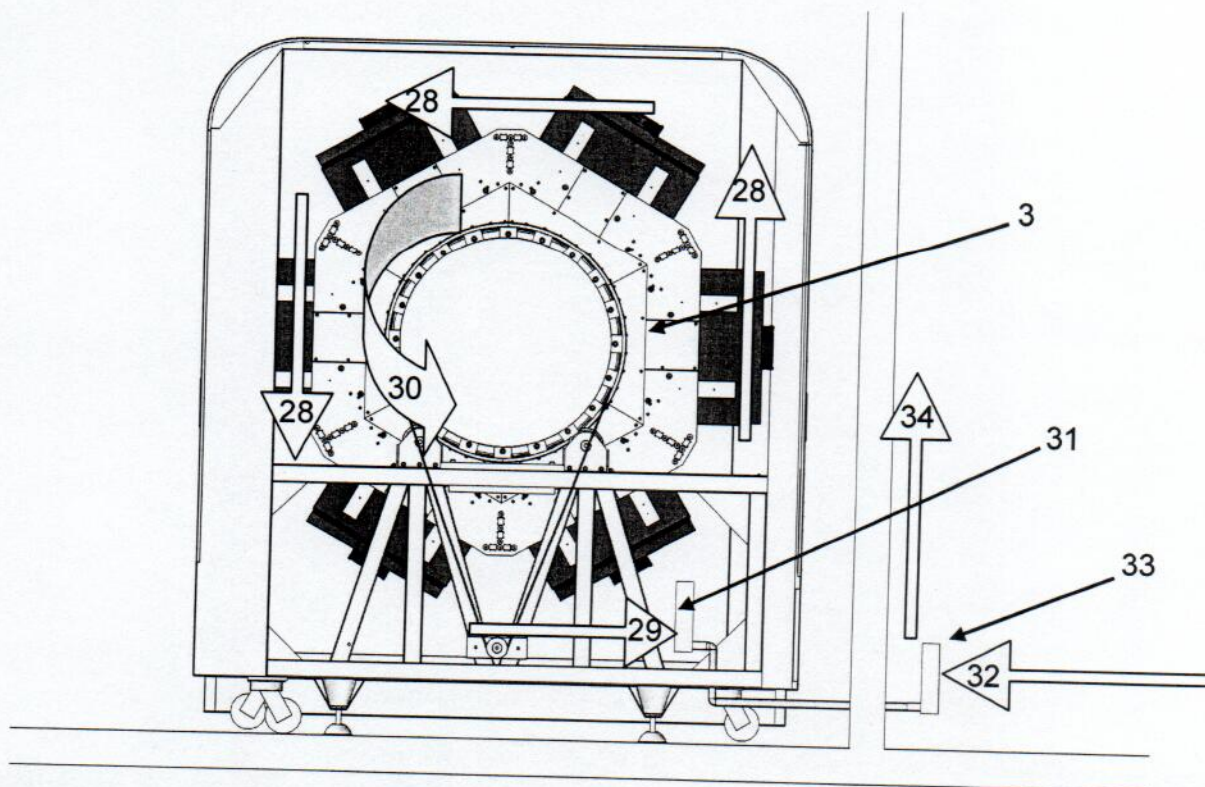


Figura 6

RESUMEN

La invención se refiere a un equipo para la adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear aplicado en particular a la tomografía por emisión de positrones (PET), pudiéndose extender a Cámara Gamma y Tomografía SPECT.

El equipo es concebido como una unidad compacta y modular que consta de dos partes principales. La primera es una estación de recepción de datos o una estación de reconstrucción. La segunda consiste en un pórtico rotatorio y una camilla para el posicionamiento del paciente. El pórtico rotatorio consta de un anillo principal conformado de cabezales detectores (CD) de rayos gamma en coincidencia y junto a este anillo principal se puede disponer de un dispositivo de datos para imágenes complementarias, donde se montan detectores para la generación en forma simultánea de imágenes tomográficas de atenuación e imágenes en 3D térmicas, dimensionales y de video.

La originalidad del equipo de la invención consiste en que introduce el concepto de adquisición helicoidal, debido a la electrónica de procesamiento distribuido asociada a cada CD, eliminando los problemas de cableado, permitiendo el giro completo de forma continua del pórtico y transmitiendo los datos de manera inalámbrica a la estación de reconstrucción. Esto permite la adquisición continua en roto-traslación sincronizado con el movimiento de avance de la camilla, eliminando las zonas muertas de los cristales y mejorando la uniformidad espacial, evitando el uso de datos interpolados y permitiendo el uso de técnicas de reconstrucción del tipo de súper resolución al obtener mediciones entre píxeles.

PRIMER REIVINDICACIÓN

Habiendo descripto y determinado la naturaleza y alcance de la presente invención, y la manera que la misma ha de ser llevada a la práctica, se declara lo que se reivindica como invención y de propiedad exclusiva:

1) Equipo para la adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear, del tipo que contiene un pórtico donde se acoplan 1 o más cabezales detectores de radiación y una camilla donde se ubica el ente emisor de radiación, caracterizado porque, dicho pórtico es rotatorio en forma continua describiendo múltiples vueltas, sin cambio de su sentido de giro alrededor de la camilla, con desplazamiento de la camilla axial y sincronizado al pórtico, de forma que el conjunto pórtico-camilla desarrolla un movimiento helicoidal (adquisición continua en roto-translación de forma helicoidal), y en dichos cabezales detectores de radiación, se instalan cristales de detección y los medios electrónicos para procesar los pulsos y datos que transmiten los datos de interés a una estación de recepción de datos en forma inalámbrica.