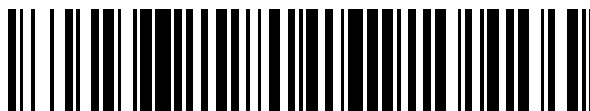


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 717 158**

51 Int. Cl.:

**G01T 1/16** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **15.07.2016 PCT/PL2016/000082**

87 Fecha y número de publicación internacional: **19.01.2017 WO17010896**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.07.2016 E 16757737 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.12.2018 EP 3323001**

54 Título: **Inserto móvil TOF-PET**

30 Prioridad:

**16.07.2015 PL 41315015**

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

**19.06.2019**

73 Titular/es:

**UNIWERSYTET JAGIELLONSKI (100.0%)  
ul. Golebia 24  
31-007 Krakow, PL**

72 Inventor/es:

**GLOWACZ, BARTOSZ;  
MOSKAL, PAWEL y  
ZIELINSKI, MARCIN**

74 Agente/Representante:

**CARPINTERO LÓPEZ, Mario**

**ES 2 717 158 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

Inserto móvil TOF-PET

5 La presente invención se refiere a un inserto móvil de tomografía por emisión de Positrones de tiempo de vuelo (TOF-PET) para el escáner Imagen por resonancia magnética (MRI) que permite la obtención de imágenes simultáneas con las técnicas de PET y MRI.

El acceso a la información anatómica y funcional del interior del cuerpo es posible utilizando, por ejemplo, varias técnicas tomográficas que se basan en el registro de la radiación emitida desde el área de los tejidos y el procesamiento de los datos recopilados en imágenes anatómicas o información sobre los cambios de propiedades fisicoquímicas presentes en el área estudiada.

10 Una de las técnicas es Tomografía por Emisión de Positrones (PET), que se basa en la determinación de la distribución espacial de la sustancia elegida en el cuerpo y permite el seguimiento de sus cambios de concentración en el tiempo, permitiendo de este modo determinar la tasa de metabolismo de las células de tejido individual.

15 La sustancia seleccionada es un radiofármaco que se administra al paciente, poco antes de realizar el examen PET. El radiofármaco, también llamado etiqueta de isótopos, es una sustancia química en la que al menos un átomo se reemplaza por un isótopo radiactivo, por ejemplo: carbono  $^{11}\text{C}$ , oxígeno  $^{15}\text{O}$ , nitrógeno  $^{13}\text{N}$ , fluoruro  $^{18}\text{F}$ , que se elige para sufrir una desintegración radioactiva con emisión de positrones (antielectrones). El positrón se emite desde el núcleo del isótopo y penetra en el tejido del paciente, donde se aniquila con un electrón presente en el cuerpo del paciente.

20 El proceso de aniquilación del positrón y el electrón subyace en la técnica de PET de obtención de imágenes, donde las masas de partículas completas (electrón y protón) se convierten en energía, que se emite como dos fotones de aniquilación, cada uno con una energía de 511 keV. De acuerdo con el principio de conservación del impulso, los dos fotones se propagan en direcciones opuestas en un ángulo de 180 grados en el marco de reposo del positrón y el electrón. Las trayectorias de los fotones forman una línea recta que se llama Línea de Respuesta (LOR). La corriente de muchos fotones de aniquilación generados en el proceso descrito se denomina radiación gamma, y cada fotón se denomina cuántica gamma. Las cuánticas gamma resultantes son capaces de penetrar la materia, incluido el tejido de los organismos vivos, lo que permite detectarlos a cierta distancia del paciente. El proceso de aniquilación del positrón y el electrón se realiza generalmente dentro de unos pocos milímetros desde el punto de descomposición del isótopo del radiomarcador. Este hecho constituye una limitación natural de la precisión de la imagen PET en el nivel de unos pocos milímetros.

30 El escáner PET incluye dispositivos que detectan la radiación gamma, la electrónica y software para especificar la ubicación de la posición de la aniquilación de positrones de electrones en el cuerpo, en base a la información sobre la hora y el lugar de cada una de la detección de los dos cuánticas gamma. Los detectores de radiación comúnmente se disponen en forma de anillo de una sola capa alrededor del paciente que consiste en material centelleador inorgánico. Cuando la cuántica gamma entra en el material centelleador, absorbe su energía y luego la emite en forma de luz (flujo de fotones). El mecanismo de absorción de energía de los rayos gamma por el centelleador puede ocurrir predominantemente de dos maneras: a través de Compton o por efectos fotoeléctricos, sin embargo, en los escáneres de PET de última generación, a los efectos del cálculo, solo se tiene en cuenta el efecto fotoeléctrico. Por lo tanto, se asume que el número de fotones generados en el material centelleador es proporcional a la energía de la cuántica gamma depositada en el centelleador. Cuando un par de detectores registrará dos cuánticas de aniquilación dentro de un intervalo de tiempo de nanosegundos, llamada ventana de coincidencia, se puede ubicar el punto de aniquilación, que se encuentra en la línea de la respuesta LOR, que es la línea que conecta el centro de los detectores, o entre puntos en la franja de centelleadores en los que las cuánticas gamma depositan su energía. Las coordenadas del punto de aniquilación se obtienen en función de la diferencia de tiempo entre las llegadas de cuánticas gamma a los detectores que se encuentran en los dos extremos de la LOR.

45 En la literatura, esta técnica se denomina método de tiempo de vuelo (TOF), y los escáneres PET que explotan las señales de diferencia horaria se denominan respectivamente escáneres TOF-PET. Para utilizar esta técnica se requiere una resolución de precisión de varios cientos de picosegundos, para los detectores de centelleador.

Los escáneres PET del estado de la técnica son dispositivos autónomos de gran tamaño. El coste de dicho dispositivo es muy alto, del orden de varios millones de dólares.

50 Para sacar el máximo provecho de la información de diagnóstico obtenida con la técnica de formación de imágenes PET, se debe superponer el mapa de la distribución espacial del radiofármaco administrado al paciente, y la imagen anatómica de la región investigada de su cuerpo. La imagen anatómica se puede obtener con otras técnicas tomográficas, como obtención de imágenes por resonancia magnética (MRI). La tomografía MRI utiliza las propiedades magnéticas de los núcleos atómicos, en particular los núcleos de átomos de hidrógeno, compuestos de un solo protón, que se encuentra ampliamente en la materia, común en los tejidos de los organismos vivos, en forma de molécula de agua. La técnica de MRI permite determinar la distribución de densidad de los átomos de hidrógeno, que luego se procesa en la imagen morfológica de los tejidos.

Los escáneres de resonancia magnética conocidos son dispositivos de gran tamaño independientes, con el coste de

producción del orden de varios millones de dólares.

Mediante la superposición de los funcionales - las imágenes de PET, y morfológicas de RM se puede aumentar significativamente las capacidades de diagnóstico, como la imagen de PET permite la determinación precisa de la ubicación y la velocidad de los cambios metabólicos, mientras que al mismo tiempo la imagen de RM permite asociarlos con los órganos individuales. Así, hoy en día, la obtención de imágenes simultáneas PET y MR se desarrollan intensamente.

En el estado de la técnica ya hay dispositivos conocidos que combinan el PET y los escáneres de resonancia magnética, los llamados escáneres PET-MRI híbridos. En el caso de la operación simultánea de los dos dispositivos PET y MRI, es necesario superar una serie de obstáculos tecnológicos. Uno de los problemas es el fuerte campo magnético constante y los fuertes impulsos electromagnéticos utilizados en la resonancia magnética, que perturban el funcionamiento de los tubos fotomultiplicadores y la electrónica de uso común para el procesamiento de las señales registradas por los detectores de PET. A su vez, las soluciones que se utilizan actualmente en los sistemas PET pueden afectar la uniformidad del campo magnético local y perturbar el funcionamiento de las bobinas receptoras que detectan campos electromagnéticos débiles en el área del tejido examinado. Esto se debe a las corrientes de Foucault y las ondas electromagnéticas inducidas en los circuitos electrónicos del escáner PET.

Del documento de patente US 20060052685 A1, se conoce una solución basada en un sistema de dos dispositivos de PET y MRI independientes y separadas espacialmente, entre las que se desplaza paciente en una cama móvil, común para ambas modalidades. Aunque dicha disposición evita el problema de la interferencia mutua entre los dos sistemas, no garantiza la simultaneidad de la obtención de imágenes funcionales y anatómicas, y tampoco se realiza en el mismo lugar. Esto crea un alto riesgo de desplazamiento de una imagen con respecto a la otra. Las imágenes de los órganos de la cavidad abdominal son las más vulnerables a los artefactos, ya que los órganos pueden moverse y cambiar su forma, como resultado de una aceleración experimentada durante el transporte del paciente entre escáneres o, como se mencionó anteriormente, movimientos fisiológicos.

Una solución similar, en el que los escáneres de PET y MRI están espacialmente separados y colocados en estrecha proximidad entre sí, se informa en la patente US 8.013.607.

La Solicitud de Patente de Estados Unidos n.º 20130006091 A1 divulga una invención en la que el detector de PET se encuentra directamente fuera del túnel de escáner de resonancia magnética, configurado de una manera para permitir el cambio de su tamaño geometría que ser ajustado al tamaño del objeto con imagen formada y proporcionar un movimiento ininterrumpido del paciente en el orificio del escáner de MRI. En este método, el objeto se somete primero a la exploración por RM y luego se realiza la obtención de imágenes por PET, lo que requiere desplazar el objeto diagnosticado al campo de visión del detector de PET, ubicado fuera del túnel del escáner de MRI. El método descrito reduce la probabilidad de que aparezcan artefactos de imagen asociados con el movimiento del objeto investigado, solo hasta cierto punto. Otro problema es el tiempo requerido para mover el objeto entre dos sistemas, doblar y desplegar el detector PET, así como la repetibilidad de esta operación, que puede influir en las relaciones geométricas entre los módulos de detección y, por lo tanto, en la reconstrucción de la imagen. También es importante, lo que se informó en la solicitud de patente citada, que para la obtención de imágenes por RM se debe utilizar la bobina del transceptor diseñada para todo el cuerpo. Esta bobina rodea el túnel del escáner MRI. En la técnica de MRI, es común usar bobinas para obtener imágenes de áreas específicas del cuerpo, por lo que el objeto investigado llena tanto como sea posible el volumen limitado por la construcción de la bobina. Uno describe esta propiedad mediante el llamado parámetro de factor de llenado, cuyo valor determina la intensidad de la señal resonante que puede detectarse desde el objeto dentro de la bobina. El uso de la bobina de cuerpo entero para la obtención de imagen de la cabeza limita sustancialmente la amplitud de la señal resonante registrada, debido a la gran disparidad entre el volumen encerrado por la bobina y el diámetro del cilindro de MRI (típicamente 60 a 70 cm), y el volumen de la cabeza (diámetro típicamente 15 - 20 cm). Por ejemplo, una bobina transceptora típica dedicada a la cabeza de estudio tiene aproximadamente 26 cm de diámetro interno. La señal registrada por una bobina resonante, adaptada para formar imágenes de todo el cuerpo, puede ser de 5 a 10 veces más débil que la registrada con una bobina de cabeza (bobinas para obtener imágenes de la cabeza) asumiendo el mismo volumen del objeto de prueba.

En el estado actual de la técnica, como se describe en la Patente de Estados Unidos n.º 20070102641 A1, el detector de PET también es conocido, dispuestos a lo largo del túnel de escáner de resonancia magnética. De hecho, esta solución permite la grabación simultánea de imágenes con los dos métodos. Sin embargo, el detector de PET cubre solo un volumen cilíndrico de aproximadamente 25 cm de largo en el que se coloca al paciente. Debido a este hecho, es inevitable mover al paciente, pero esta vez dentro de un dispositivo, en el momento de obtener imágenes de todo el cuerpo o de sus partes más grandes. Por lo general, el paciente se mueve una distancia igual a la mitad del ancho del anillo detector de PET, de modo que las imágenes grabadas se pueden combinar entre sí basándose en las partes repetitivas de las adquisiciones posteriores. El paciente de 180 cm de altura requiere, por lo tanto, aproximadamente 17 tomografías PET independientes entre las cuales se mueve su cuerpo junto con la cama del escáner. Las imágenes superpuestas aumentan la incertidumbre sistemática durante el proceso de reconstrucción. Además, un inconveniente importante es una disminución con el tiempo en la actividad de un radioisótopo administrado al paciente, que en consecuencia obliga a la corrección de los datos computados registrados en el último momento del proceso de obtención de imágenes.

A partir de la solicitud de patente polaca n.º PL 405184, se conoce un tomógrafo híbrido TOF-PET/MRI, que comprende tomografías TOF-PET y MRI, caracterizado porque el tomógrafo TOF-PET comprende barras de centelleador de plástico dispuestas circunferencialmente dentro del campo magnético de trabajo de una bobina transceptora del escáner MRI y los convertidores fotoeléctricos de señales de luz de las bandas del escintilador a las señales eléctricas, y los convertidores fotoeléctricos están fuera del área de trabajo del campo magnético del escáner de MRI. En la solución descrita, la realización del tomógrafo TOF-PET/MRI híbrido, permite la obtención simultánea de imágenes PET y MR, pero no permite el uso de estos sistemas de obtención de imágenes que se utilizan en la MR tradicional. El segundo obstáculo y la limitación de esta tecnología es la colocación de convertidores fotoeléctricos fuera del área de trabajo del campo magnético de MRI. Esto requiere el uso de largas bandas de elementos de centelleador de plástico o fibras ópticas que permiten guiar la señal de luz fuera del área del campo magnético de MRI. La trayectoria óptica más larga hacia los convertidores fotoeléctricos limita el flujo de luz que llega a estos convertidores. La solución presentada solo se puede utilizar en la producción de nuevos escáneres híbridos TOF-MRI. Sin embargo, no se puede aplicar a dispositivos de MRI existentes.

Los tomógrafos híbridos PET-MRI utilizados actualmente son dispositivos autónomos voluminosos, cuyo coste de producción es muy alto.

Las imágenes híbridas PET/MRI obtenidas se pueden utilizar en la investigación de los procesos fisiológicos en los que es esencial para asociar con precisión los cambios apropiados en el tejido con el metabolismo de un radiofármaco en el momento de formación de imágenes.

La Patente de Estados Unidos 7218112 solución presenta con el uso de fotomultiplicadores de silicio. El método descrito permite obtener imágenes simultáneas en el campo de visión transversal relativamente grande. En esta solución, los detectores de PET están entre las bobinas receptoras y transmisoras que rodean al paciente y las bobinas de gradiente. Los detectores de PET están compuestos por cristales de lutecio oxioriosilicio (LSO), conectados ópticamente a la matriz de fotodiodos de avalancha, con sistema de enfriamiento integrado y la electrónica de lectura analógica. Los módulos de detección están encerrados en escudos de cobre. Sin embargo, dicha colocación del tomógrafo PET en el túnel del escáner de MRI puede provocar alteraciones de los campos magnéticos y señales electromagnéticas utilizadas en la MRI y distorsión de las señales del tomógrafo PET. Los principales factores que causan las interrupciones descritas son: convertidores, circuitos electrónicos, sistemas de refrigeración, que se colocan entre la realización de la bobina transmisora-receptora y la bobina de gradiente, la transmisión de señales eléctricas entre los detectores de PET y las bobinas transmisoras-receptoras y la bobina de gradiente de dispersión de la cantidad de aniquilación en las bobinas de transmisión-recepción de MRI, que se colocan entre el paciente y la capa del detector de PET. Otro ejemplo de tomografía PET combinada con un escáner de MRI es el documento WO2015/028598 A1.

Sin embargo, en el caso de sistemas híbridos, aún sin resolver el problema sigue siendo de uso de las bobinas diseñadas para examinar partes específicas del cuerpo, por ejemplo, la cabeza o extremidad. El uso de la bobina principal es técnicamente posible, pero los elementos de construcción de dicha bobina hecha de plástico y conductores de metal, se colocan en el camino de la trayectoria de vuelo gamma cuántica a los detectores de PET, que se originan a partir de la aniquilación del positrón y el electrón en el volumen examinado. Este hecho limita el campo de visión de los detectores de PET (lo que se conoce como aceptación), y además puede causar dispersión cuántica gamma, lo que afecta negativamente el poder de resolución espacial de las imágenes PET.

Por lo tanto, sería favorable para la construcción de un dispositivo para la formación de imágenes usando centelleadores de plástico de bajo coste, lo que permitiría la grabación simultánea de la radiación gamma y la obtención de imágenes por resonancia magnética con un campo de visión amplio, dando la capacidad de eliminar los artefactos que pueden falsear la imagen debida al movimiento del objeto y las incertidumbres sistemáticas que surgen en el proceso de superposición de imágenes tomadas en diferentes lugares y en diferentes momentos. Esto permitiría una obtención de una imagen funcional y morfológica efectiva al mismo tiempo.

El objeto de presente invención es proporcionar un inserto TOF-PET, que será un dispositivo de TOF para formación de imágenes con la tecnología de PET, que se puede colocar dentro de cualquier bobina de transceptor de escáneres de resonancia magnética existentes, y después de la colocación de dicha pieza de inserción dentro de la bobina del transceptor del escáner de MRI, sería posible realizar simultáneamente imágenes TOF-PET y MRI, sin interrumpir el funcionamiento de los escáneres TOF-PET y MRI. La construcción mecánica del inserto TOF-PET debería permitir ajustar el tamaño del inserto a las dimensiones y la forma de varios tipos de bobinas de transmisión-recepción existentes de los escáneres de MRI existentes, ambos incorporados permanentemente al gabinete del escáner de MRI y bobinas locales dedicadas a realizar estudios de partes individuales del cuerpo del paciente.

Un inserto de tomografía TOF-PET, de acuerdo con la invención, es tal como se expone en la reivindicación independiente 1.

Es preferible cuando el inserto de tomografía TOF-PET tiene una capa de protección, hecha de material no magnético para proteger los módulos de detección desde el interior de un espacio de trabajo formado por los módulos de detección, después del acoplamiento de los mismos.

Es preferible, cuando los convertidores fotoeléctricos son fotomultiplicadores de silicio dispuestos en una matriz de dos dimensiones, que tiene al menos dos elementos.

Es preferible, cuando el dispositivo de marcador de líquido se encuentra en la cara frontal de la pieza de inserción tomografía, perpendicular a las bandas de centelleador.

- 5 Es preferible, cuando el dispositivo de marcador de líquido constituye una ampolla con una solución acuosa de un compuesto químico, acortando el tiempo de relajación longitudinal de agua.

Es preferible, cuando los marcadores líquidos colocados en los extremos de los módulos de detección tienen la forma de ampollas con una solución acuosa de un compuesto químico, acortando el tiempo de relajación longitudinal de agua.

- 10 Es preferible, cuando el inserto de tomografía TOF-PET tiene una unidad de activación.

Es preferible, cuando el inserto de tomografía TOF-PET está equipado con al menos un soporte.

Es preferible, cuando el soporte está equipado con una ranura de salida para el circuito de procesamiento de la señal electrónica, colocado en el extremo de cada módulo de detección.

- 15 Es preferible, cuando el inserto de tomografía TOF-PET está equipado con una base de soporte hecha de material no magnético.

Es preferible, cuando el inserto de tomografía TOF-PET está equipado con un soporte y una base de soporte, de tal manera que el soporte está unido a la base de soporte.

- 20 Los ejemplos de realización posible de la invención se han mostrado en el dibujo, en el que la figura 1 presenta esquemáticamente una vista frontal de un inserto de tomografía TOF-PET, la figura 2 presenta esquemáticamente una vista desde arriba de un módulo de detección, la figura 3 presenta esquemáticamente una vista en perspectiva de componentes separados ubicados al final del módulo de detección, la figura 4 presenta una disposición de unos pocos módulos de detección conectados entre sí, la figura 5 presenta la disposición de los módulos de detección que constituyen un espacio de trabajo con una forma similar a un cuboide con la base hexagonal, la figura 6 presenta esquemáticamente una sección transversal del escáner de MRI con el inserto del tomógrafo TOF-PET colocado dentro, mientras que la figura 7 presenta una vista en perspectiva del escáner de MRI y la inserción de tomografía TOF-PET que se coloca dentro de la bobina del transmisor-receptor situada en la cama del paciente del escáner de MRI, antes de que la cama se inserte en el túnel de diagnóstico del escáner de MRI.

- 30 Como se muestra en la figura 4, la figura 5 y la figura 7, el inserto 1 de tomografía TOF-PET, de acuerdo con una realización de la invención, está compuesto por módulos 2 de detección. Como se muestra en la figura 2 y figura 3 cada módulo 2 de detección comprende una banda 3 de centelleador, que en ambos extremos está conectada al convertidor 4 fotoeléctrico que convierte las señales de luz de la banda 3 de centelleador en señales eléctricas, y además con el circuito 19 electrónico de procesamiento de señales, protegido con la carcasa 6.

- 35 Como se muestra en la figura 3, en esta realización de la invención, los convertidores 4 fotoeléctricos constituyen fotomultiplicadores 17 de silicio, dispuestos en una configuración de matriz bidimensional. El tamaño y las dimensiones de la matriz de fotomultiplicadores 17 de silicio se adaptan al tamaño y las dimensiones de la sección transversal de la banda 3 de centelleador de plástico. Si las dimensiones de la sección transversal de la banda son, por ejemplo, 5 mm por 20 mm, y el fotomultiplicador 17 de silicio tiene dimensiones de 5 mm por 5 mm, entonces se pueden unir cuatro fotomultiplicadores de silicio a un extremo de la banda 3 de centelleador. Cada fotomultiplicador 17 de silicio está dispuesto junto a otro fotomultiplicador 17 de silicio idéntico, por lo que se unen entre sí con los bordes. La figura 3 muestra el convertidor 4 fotoeléctrico compuesto por fotomultiplicadores 17 de silicio, dispuestos en dos columnas de cinco fotomultiplicadores 17 de silicio en una columna. Está claro que, en otras posibles realizaciones de la invención, se puede usar cualquiera de los convertidores 4 fotoeléctricos conocidos, por ejemplo, diodos de avalancha o tubos fotomultiplicadores. Aunque los convertidores 4 fotoeléctricos se encuentran en el campo magnético del escáner 20 de MRI, el inserto de tomografía TOF-PET no interfiere con los parámetros técnicos del escáner 20 de MRI, y no interfiere en el funcionamiento del escáner 20 de MRI.

- 40 Cada módulo 2 de detección está equipado con elementos de acoplamiento para establecer una conexión desmontable de módulos 2 de detección, situados uno junto al otro. En esta realización de la invención, un elemento de acoplamiento constituye un saliente 10, ubicado en la carcasa 6 de uno de los módulos 2 de detección, y la ranura 11, que se encuentra en la carcasa 6 del módulo 2 de detección adyacente, pero es obvio que se pueden utilizar otras soluciones conocidas para el acoplamiento de módulos 2 de detección. Las carcasas 6, a través de los elementos de acoplamiento (protuberancias 10 y ranuras 11), están conectando rígidamente los dos módulos 2 de detección en ambos lados. Los elementos de acoplamiento tienen la capacidad de ajustar el ángulo al que están conectados al siguiente módulo 2 de detección, lo que brinda la posibilidad de elegir la geometría de todo el inserto 1 de tomografía TOF-PET.

- 55 Los módulos 2 de detección se pueden conectar entre sí de manera que constituyan un espacio 14 de trabajo del

inserto TOF-PET en forma de cilindro, como se muestra en la figura 1, la figura 6 y la figura 7, o con una forma similar a un cuboide con la base hexagonal, como se muestra en la figura 5, o cualquier otra. Los módulos 2 de detección pueden consistir en la banda 3 de centelleador de plástico, de longitud arbitraria y forma de sección transversal. No es posible cambiar las propiedades físicas de las bandas 3 de centelleador de plástico ya hechas, pero se pueden elegir geometrías y tamaños durante el proceso de fabricación de las bandas 3 de centelleador de plástico para adaptar la banda 3 de centelleador de plástico a la aplicación o geometría específica del objeto investigado.

Con el uso de muchas bandas de diferentes formas, dependiendo de los requisitos, se puede montar el inserto TOF-PET de tomografía de tal manera que se ajuste a una bobina 22 de transmisor-receptor específica, tal como una bobina de cabeza de un escáner 20 de resonancia magnética específico. El ángulo de conexión variable en los elementos de acoplamiento entre los módulos 2 de detección, permite cambiar la configuración de los módulos de detección. El número de unidades 2 de detección se puede elegir para ajustar el tamaño del inserto de tomografía TOF-PET a las necesidades reales: eliminar o agregar módulos 2 de detección individuales a la configuración. El volumen visualizado del cuerpo 5 del paciente, dependiendo de las estructuras a las que concierne, se puede colocar en el interior del inserto de tomografía TOF-PET (cabeza, extremidad superior/inferior, por ejemplo) o dos mitades (superior y inferior) del inserto de tomografía TOF-PET se puede imponer uno a otro alrededor del volumen investigado del cuerpo del paciente 5 (tórax, por ejemplo).

A fin de fortalecer la construcción formada a partir de los módulos 2 de detección, el soporte 16 puede ser aplicado, que tiene tomas de corriente de las salidas 18, que salen desde el circuito 19 electrónico de procesamiento de la señal en los extremos de los módulos 2 de detección. En la posible realización, mostrada en la figura 5, se utilizaron dos soportes 16 en ambos lados de los módulos 2 de detección acoplados. Los soportes 16 al mismo tiempo soportan y protegen los circuitos de potencia y señal, suministrados al módulo 2 de detección en cada lado. El soporte 16 tiene una forma adaptada a la configuración de los módulos 2 de detección acoplados, y, como se muestra en una posible realización presentada en la figura 1 o la figura 7, tiene, por ejemplo, una forma de anillo, o tiene una forma cercana al hexágono regular, como se muestra en una posible realización en la figura 5.

Según la invención, los módulos 2 de detección están enteramente hechas de un material no magnético y cada módulo 2 de detección están equipadas en cada extremo con un marcador 7 líquido. En esta realización de la invención, el marcador 7 líquido es una ampolla con una solución acuosa de un compuesto químico que acorta el tiempo de relajación longitudinal del agua. Por ejemplo, el compuesto químico puede ser  $\text{NiSO}_4$  y  $\text{CuSO}_4$ . Los marcadores 7 líquidos dan una señal en obtención de imágenes por resonancia magnética, y son visibles en una imagen de MRI. Esto permite la determinación de la posición espacial de cada módulo 2 de detección del inserto 1 de tomografía TOF-PET colocado dentro del túnel del escáner de MRI utilizando la técnica de obtención de imágenes por resonancia magnética.

Según la invención, el inserto de tomografía TOF-PET también es equipado con un dispositivo 8 de marcador líquido, como se muestra en la figura 1. En esta realización de la invención, un dispositivo 8 de marcador líquido está ubicado en una superficie frontal del inserto 1 de tomografía TOF-PET, que es perpendicular a las bandas 3 de centelleador de plástico, y tiene la forma de una ampolla con una solución acuosa de un compuesto químico que acorta el tiempo de relajación longitudinal del agua. Por ejemplo, un compuesto de este tipo puede ser  $\text{NiSO}_4$  o  $\text{CuSO}_4$ . El dispositivo 8 de marcador líquido da la señal en obtención de imágenes por resonancia magnética y es visible la imagen de MRI. Esto permite un posicionamiento espacial de la inserción de tomografía TOF-PET dentro del escáner 20 de MRI, así como el establecimiento de la relación de la geometría y las dimensiones de la inserción de tomografía TOF-PET 1 y la imagen de PET con la imagen de MRI. Aún de acuerdo con la invención, el inserto 1 de tomografía TOF-PET está equipado con una unidad de procesamiento de señales electrónicas, y con un ordenador que tiene un software para controlar la electrónica de procesamiento de señales, y un software para la reconstrucción y preservación de la imagen de manera similar a cualquier escáner TOF-PET. La electrónica de procesamiento de señales y una computadora con el software mencionado funcionan independientemente de la configuración de medición de MRI.

Como se muestra en la figura 1, el inserto 1 de tomografía TOF-PET tiene una capa 13 protectora hecha de material no magnético, para proteger los módulos 2 de detección del interior del espacio 14 de trabajo. La capa 13 protectora asegura las bandas 3 de centelleador contra daños mecánicos, por ejemplo, por el paciente 5. La capa 3 protectora no altera el rendimiento del sistema de obtención de imágenes, que consiste en el inserto 1 de tomografía TOF-PET y el escáner 20 de MRI.

El inserto 1 de tomografía TOF-PET está equipado con una base 12 hecha de material no magnético, como se muestra en la figura 1. La base 12 del inserto 1 de tomografía TOF-PET no perturba el rendimiento del sistema de obtención de imágenes, que consiste en el inserto 1 de tomografía TOF-PET y el escáner 20 de MRI. La base 12 proporciona estabilidad a la construcción formada por los módulos 2 de detección acoplados, que se colocan en la cama 24 deslizante del escáner 20 de MRI, o cuando se utiliza el inserto de tomografía TOF-PET fuera del escáner de MRI como un dispositivo independiente. La base 12 debe estar hecha de materiales no magnéticos, incluido el plástico, que tengan la resistencia suficiente para soportar el peso hasta varias decenas de kilogramos. En la base 12, se montan soportes 16 que soportan la configuración de los módulos 2 de detección que forman el inserto 1 de tomografía TOF-PET.

5 El inserto 1 de tomografía TOF-PET está equipado con una unidad 15 de activación. Es una bobina receptora, con una frecuencia de resonancia en la vecindad de la frecuencia de resonancia de los núcleos de átomos de hidrógeno (frecuencia de pulso de resonancia magnética). Al iniciar el estudio de MRI, genera una señal de voltaje en la bobina de la unidad 15 de activación, cuya presencia se registra y determina el inicio de la adquisición de PET. La unidad 15 de activación inicia el proceso de obtención de imágenes PET de forma simultánea con el inicio de obtención de imágenes por MRI.

10 El uso exclusivo de componentes no magnéticos para la construcción del inserto 1 de tomografía TOF-PET permite que la homogeneidad del campo magnético del escáner 20 de MRI en el volumen de prueba no se vea afectada. Por la misma razón, los parámetros de los campos electromagnéticos aplicados durante la realización del escáner 20 de MRI no cambian con respecto al rendimiento del escáner 20 de MRI como un dispositivo independiente. La adquisición de datos del inserto 1 de tomografía TOF-PET se realiza mediante el sistema informático que es independiente del escáner 20 de MRI. La sincronización de tiempo entre el inserto 1 de tomografía TOF-PET y el escáner 20 de MRI no requiere una conexión eléctrica entre los dispositivos. La sincronización espacial de las imágenes de MRI y PET no requiere cambios en el software del sistema de MRI, cuya funcionalidad generalmente está limitada por el fabricante. La interferencia en el software del sistema de resonancia magnética generalmente está prohibida, además de los cambios (en la medida permitidos por el fabricante) de los parámetros básicos de las secuencias de imágenes, o el registro y procesamiento de las imágenes adquiridas para fines de interpretación radiológica adicional. La sincronización se realiza mediante el sistema de reconstrucción de imágenes PET que se basa en las imágenes de MRI, donde están presentes las señales de los marcadores 7 líquidos, ubicadas en ambos extremos de cada módulo 2 de detección, así como del dispositivo 8 de marcador líquido.

15 La ubicación de las señales de los marcadores 7 líquidos y el dispositivo 8 de marcador líquido en las imágenes de MRI ofrece la posibilidad de imponer las imágenes de PET y MRI del objeto investigado, evitando los problemas relacionados con los cambios relativos de las imágenes en tres dimensiones espaciales, así como con su escala dimensional relativa.

25 El inserto de tomografía TOF-PET, es un escáner de TOF-PET, pero diseñado en la forma en que puede funcionar como un dispositivo independiente o dentro de cualquier escáner 20 de resonancia magnética, dentro de las bobinas 22 de transmisión - recepción, siendo independientes y sin interferir en la construcción del escáner 20 de resonancia magnética. El inserto 1 de tomografía TOF-PET no interfiere en los parámetros técnicos del escáner 20 de MRI y no interfiere en la operación del escáner 20 de MRI. El funcionamiento del escáner 20 de MRI no interfiere con el funcionamiento del inserto 1 de tomografía TOF-PET, y no interfiere en los parámetros técnicos del inserto 1 de tomografía TOF-PET. El diseño modular del inserto 1 de tomografía TOF-PET permite organizar la geometría de los módulos 2 de detección de acuerdo con el tamaño y la forma de la bobina 21 del transceptor, que está integrada en el escáner 20 de MRI, en particular la bobina 22 transmisor-receptor local, que no es una parte integral del escáner 20 de MRI, y está dedicado al estudio de las 5 partes del cuerpo de cada paciente (cabeza, brazo, pierna, por ejemplo) o a la geometría y dimensiones del objeto investigado. Este último requiere combinar el número apropiado de módulos 2 de detección de la forma y tamaño apropiados. Esto se puede hacer incluso inmediatamente antes de la toma de imágenes.

30 El inserto 1 de tomografía TOF-PET tiene un sistema único para el posicionamiento en el interior del escáner 20 de MRI, así como la unidad 15 de activación para sincronizar la temporización de adquisición de PET y MRI. El inserto 1 de tomografía TOF-PET puede colocarse dentro del túnel 23 de diagnóstico del escáner de MRI para permitir la obtención simultánea de imágenes de PET y MRI. Al final del procedimiento de obtención de imagen combinado, el inserto 1 de tomografía TOF-PET puede sacarse del túnel 23 de diagnóstico del escáner de MRI. Estas operaciones se pueden realizar en poco tiempo. El inserto 1 de tomografía TOF-PET es un dispositivo compacto y liviano, cuya manipulación no debe constituir un problema para el personal operativo. Se desea que esta solución sea mucho más económica que los escáneres TOF-PET disponibles en el mercado.

35 La mayor ventaja de la invención es que puede usarse directamente en cualquier escáner 20 de MRI, que se realiza actualmente por las unidades médicas como hospitales, de manera que el escáner 20 de MRI y el inserto 1 de tomografía TOF-PET introducido en el escáner 20 MRI del túnel 23 de diagnóstico, constituye un dispositivo para la obtención simultánea de imágenes por MRI y PET.

50

**REIVINDICACIONES**

1. Un inserto (1) de tomografía TOF-PET que comprende una pluralidad de módulos de detección (2), comprendiendo cada módulo (2) de detección una banda (3) de centelleador conectada, en cada extremo, a un convertidor (4) fotoeléctrico para convertir señales de luz de la banda (3) de centelleador a señales eléctricas, y además se conecta a un circuito (19) de procesamiento de señales electrónicas protegido por una carcasa (6), equipado con una unidad de procesamiento de señales electrónicas y un ordenador con un software para dirigir la unidad de procesamiento de señales electrónicas, y un software para la reconstrucción y preservación de la imagen, **caracterizado porque** los módulos (2) de detección están hechos completamente de un material no magnético, y porque cada módulo (2) de detección está equipado, en cada extremo, con un marcador (7) líquido que es visible en una imagen de MRI, en el que el inserto (1) de tomografía TOF-PET está equipado con un dispositivo (8) de marcador líquido que es visible en la imagen de MRI, y cada módulo (2) de detección está equipado con elementos (10, 11) de acoplamiento para la conexión desmontable de módulos (2) de detección adyacentes.
2. El inserto de tomografía TOF-PET según la reivindicación 1, **caracterizado porque** el elemento de acoplamiento constituye un saliente (10) ubicado en la carcasa (6) de un módulo (2) de detección, y una ranura (11) colocada en la carcasa (6) del módulo (2) de detección adyacente.
3. El inserto de tomografía TOF-PET según la reivindicación 1, **caracterizado porque** tiene una capa (13) protectora, hecha de un material no magnético, para proteger los módulos (2) de detección del interior de un espacio (14) de trabajo formado por los módulos (2) de detección después de su acoplamiento.
4. El inserto de tomografía TOF-PET según la reivindicación 1, **caracterizado porque** los convertidores (4) fotoeléctricos son fotomultiplicadores (17) de silicio dispuestos en una matriz bidimensional, con al menos dos elementos.
5. El inserto de tomografía TOF-PET según la reivindicación 1, **caracterizado porque** el dispositivo (8) de marcador líquido está ubicado en la cara frontal del inserto (1) de tomografía, que es perpendicular a las bandas (3) de centelleador.
6. El inserto de tomografía TOF-PET según la reivindicación 1, **caracterizado porque** el dispositivo (8) de marcador líquido constituye una ampolla con una solución acuosa de un compuesto químico, que acorta el tiempo de relajación longitudinal del agua.
7. El inserto de tomografía TOF-PET según la reivindicación 1, **caracterizado porque** los marcadores (7) líquidos situados en los extremos de los módulos (2) de detección tienen una forma de ampollas con una solución acuosa de un compuesto químico, que acorta el tiempo de relajación longitudinal del agua.
8. El inserto de tomografía TOF-PET según la reivindicación 1, **caracterizado porque** tiene una unidad (15) de activación.
9. El inserto de tomografía TOF-PET según la reivindicación 1, **caracterizado porque** está equipado con al menos un soporte (16).
10. El inserto de tomografía TOF-PET según la reivindicación 9, **caracterizado porque** el soporte (16) está equipado con una ranura (18) de salida para el circuito (19) de procesamiento de señales electrónicas, ubicado al final de cada módulo (2) de detección.
11. El inserto de tomografía TOF-PET según la reivindicación 1, **caracterizado porque** está equipado con una base (12) de soporte hecha de un material no magnético.
12. El inserto de tomografía TOF-PET según la reivindicación 1, **caracterizado porque** está equipado con un soporte (16) y una base (12) de soporte, en el que el soporte (16) está unido a la base (12) de soporte.



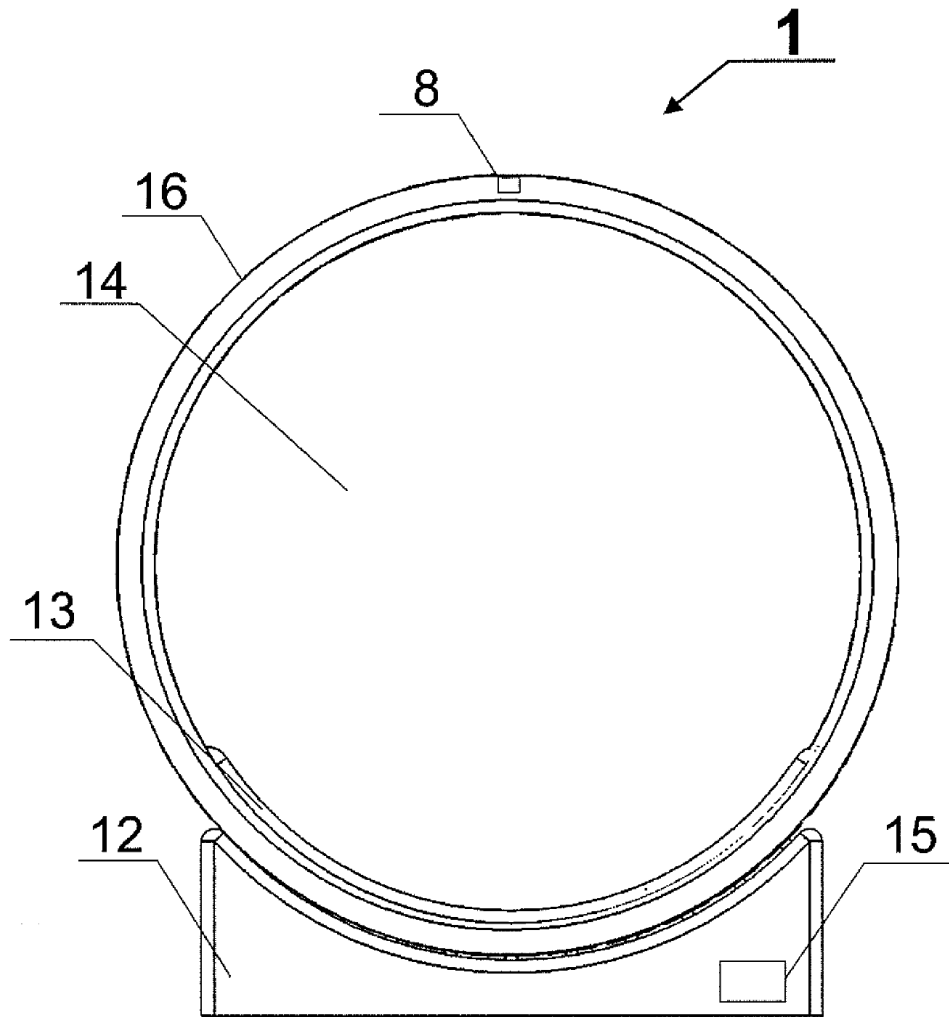


Fig. 1

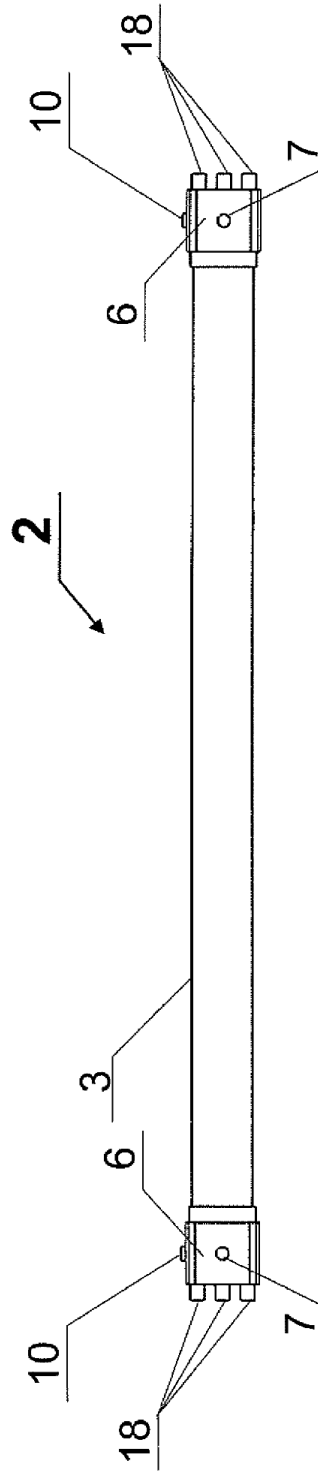


Fig. 2

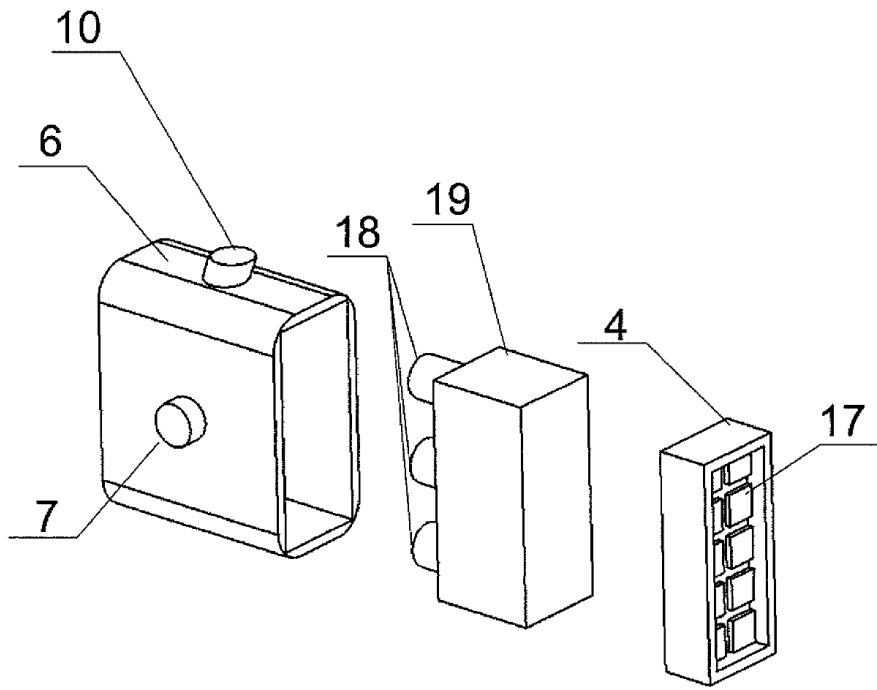


Fig. 3

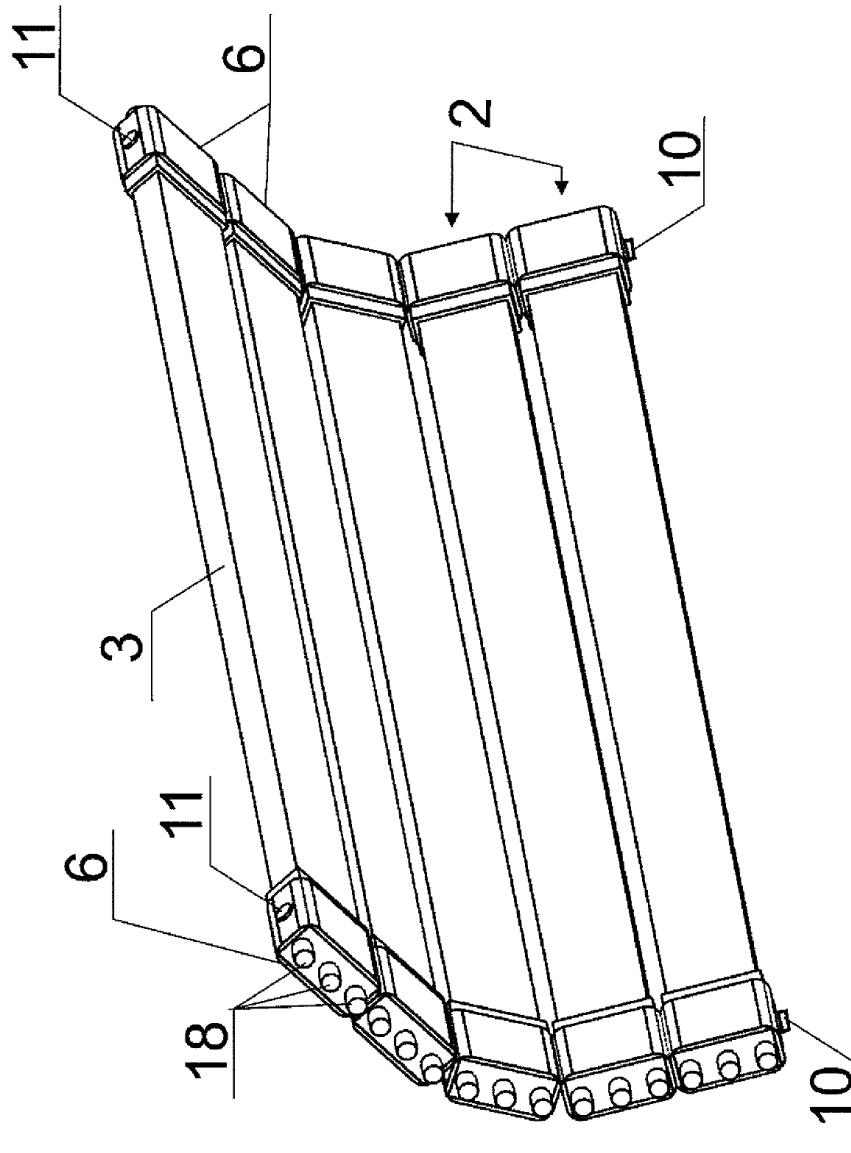


Fig. 4

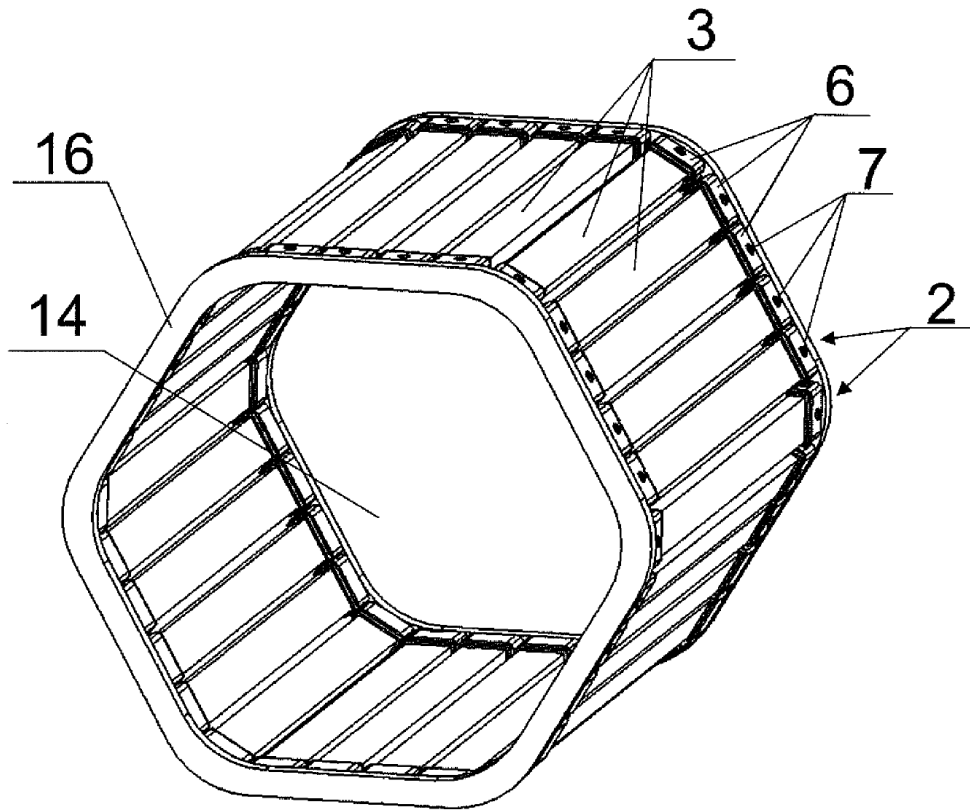


Fig. 5

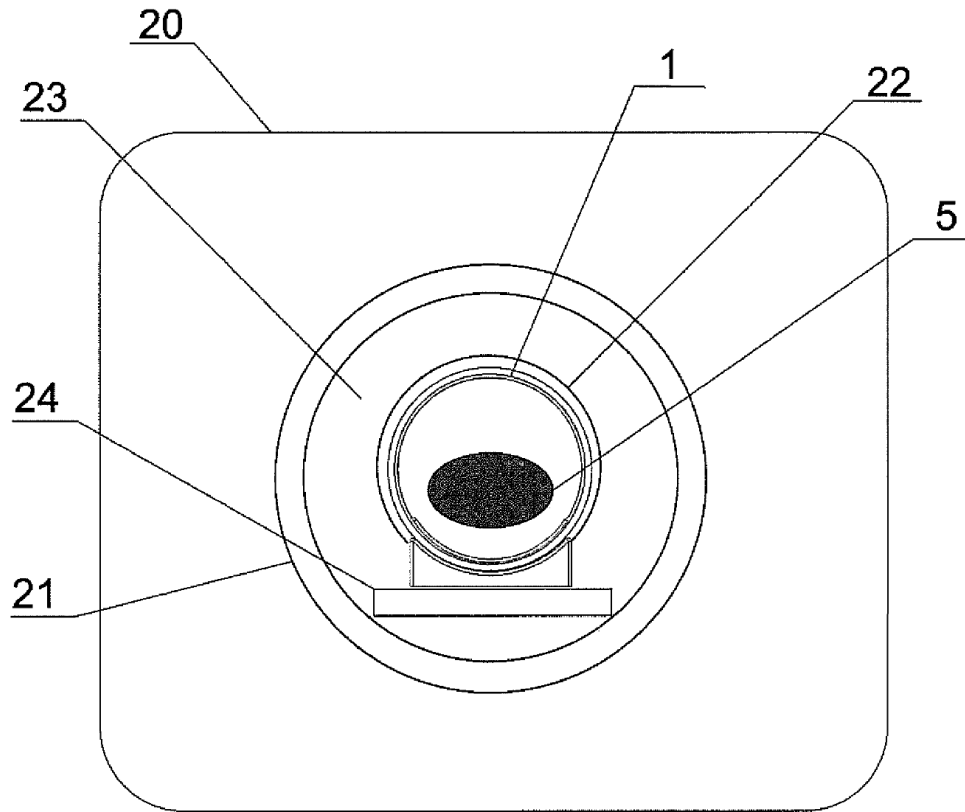


Fig. 6

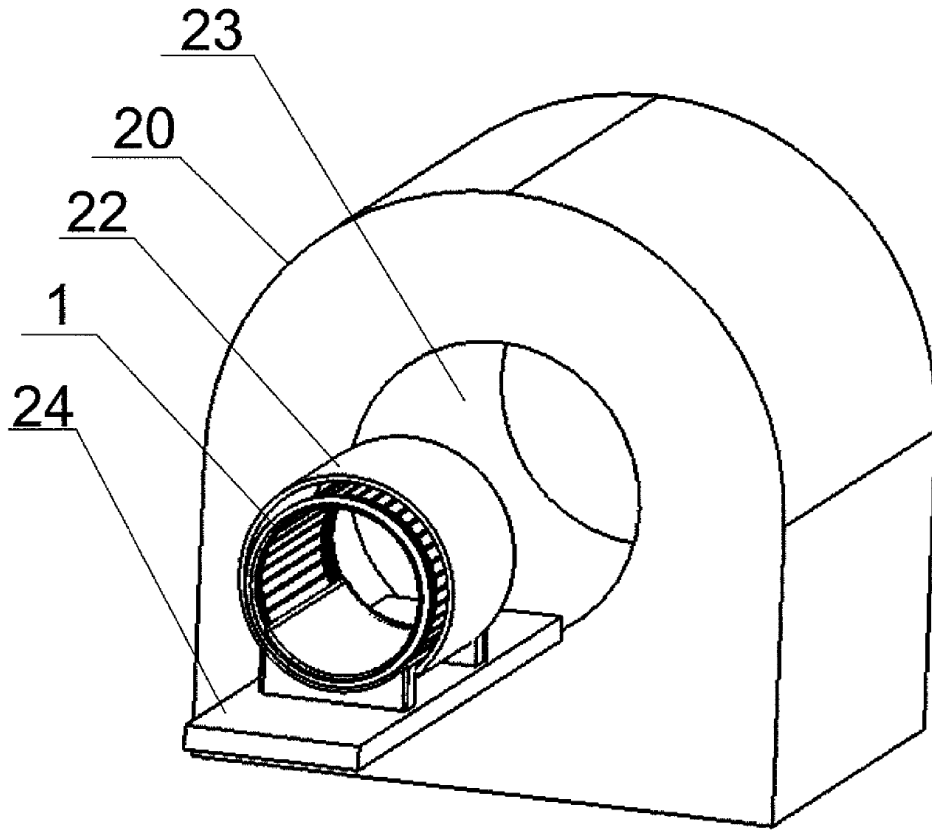


Fig. 7