



(19)



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 358 572**

(51) Int. Cl.:
G06T 11/00 (2006.01)
A61B 6/06 (2006.01)

(12)

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

(96) Número de solicitud europea: **05819578 .5**
(96) Fecha de presentación : **21.12.2005**
(97) Número de publicación de la solicitud: **1831846**
(97) Fecha de publicación de la solicitud: **12.09.2007**

(54) Título: **Método y dispositivo para formar un haz de entrada de energía.**

(30) Prioridad: **30.12.2004 US 640426 P**
30.12.2004 EP 04031043
23.05.2005 EP 05011136

(45) Fecha de publicación de la mención BOPI:
11.05.2011

(45) Fecha de la publicación del folleto de la patente:
11.05.2011

(73) Titular/es: **Helmholtz Zentrum München Deutsches
Forschungszentrum für Gesundheit und Umwelt
(GmbH)**
Ingolstädter Landstrasse 1
85764 Neuherberg, DE
**The State of Oregon Acting by and Through the
State Board of Higher Education on Behalf of the
University of Oregon**

(72) Inventor/es: **Hoeschen, Christoph;**
Tischenko, Oleg y
Xu, Yuan

(74) Agente: **Espiell Volart, Eduardo María**

ES 2 358 572 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

Campo técnico

La presente invención hace referencia a un método para formar un haz de entrada de energía con fines de procesamiento de imágenes, en particular un método de irradiación para representar una región de investigación de un objeto con al menos un haz de entrada de energía. Además, la presente invención hace referencia a un método y unos dispositivos para representar la región de investigación de acuerdo con el método de irradiación, en concreto para la tomografía de imágenes.

Características técnicas

La investigación no destructiva de muestras es un objetivo importante en varios campos de la técnica como son las ciencias de los materiales, los exámenes médicos, la arqueología, la construcción técnica, las técnicas relacionadas con cuestiones de seguridad, etc. Un método para obtener una imagen de una muestra, por ejemplo, mediante tomografía computarizada (TC) se basa en una irradiación a través de un objeto plano desde diferentes direcciones de proyección con rayos X, seguida de una reconstrucción del plano del objeto de acuerdo con los datos de atenuación medidos en diferentes direcciones. La irradiación de una región de investigación 2' con un haz en abanico convencional 5' creado por una fuente de rayos X 210' se ilustra de forma esquemática en la Figura 9. El haz en abanico 5' consta de una distribución continua de campos electromagnéticos formados de acuerdo con una emisión característica de la fuente de rayos X 210'. La totalidad de los datos de atenuación medidos con un detector 310' se puede describir en términos de los llamados datos de Radon en un espacio de Radon.

Los métodos de reconstrucción convencional relevantes conocidos actualmente se pueden resumir como métodos basados en la reconstrucción iterativa o aquellos basados en la llamada retroproyección filtrada. Los métodos de reconstrucción iterativa tienen desventajas esenciales en cuanto a tiempos de cálculo extremadamente largos. Por otro lado, el método de retroproyección filtrada tiene una desventaja general como un paso de interpolación incluido en los resultados de reconstrucción en errores y objetos que tienen una tendencia incluso a aumentar con frecuencia espacial creciente. Otro problema del método de retroproyección filtrada está relacionado con la discretización de los datos de Radon a partir de la que se tienen que reconstruir los datos de imagen. Para obtener una reconstrucción de retroproyección filtrada óptima, sería necesario hacer coincidir de manera exacta los rayos de irradiación proyectada con los elementos detectores de un detector. En general, este no es el caso. Por esta razón, se presentan las ambigüedades o los efectos de aproximación de la reconstrucción de datos de Radon por medio de algoritmos de retroproyección filtrada.

T. Bortfeld y col. han descrito el llamado algoritmo de retroproyección filtrada de dominio de Chebyshev (CD-FBP) para volver a reconstruir imágenes bidimensionales de una serie de proyecciones junto con la direcciones de proyección ("Phys. Med. Biol.", Vol. 44, 1999, p. 1.105-1.120). Con este algoritmo CD-FBP, las proyecciones se representan como descomposiciones, las cuales están sujetas a la reconstrucción de retroproyección filtrada anteriormente mencionada. Las proyecciones se miden, por ejemplo, con una geometría de haz en abanico, en la que se miden los valores de atenuación de acuerdo con líneas de proyección únicas con incluso intervalos angulares relativos entre sí. Las líneas de proyección únicas con diferentes direcciones de proyección del haz en abanico se pueden reordenar para proporcionar proyecciones paralelas que se pueden utilizar para la reconstrucción de imágenes. El algoritmo CD-FBP no ha producido una implementación práctica. El algoritmo adopta una geometría de haz en abanico ideal que no está disponible en la práctica. Por tanto, el algoritmo de T. Bortfeld y col. requiere un paso de interpolación como la retroproyección filtrada convencional. Además, ya que el algoritmo CD-FBP es discreto por naturaleza, hay una falta de adaptación a la característica de radiación continua de fuentes de radiación convencionales. Finalmente, el algoritmo CD-FBP tiene una desventaja esencial en cuanto a los objetos que se encuentran en las imágenes reconstruidas.

Las desventajas anteriores están asociadas no sólo al procesamiento de imágenes de TC convencional, sino también a todos los métodos de reconstrucción disponibles relacionados con los datos de Radon.

La patente US 4 315 157 da a conocer un escáner de tomografía computarizada de haz múltiple que incluye una fuente de rayos X que se desplaza en un círculo y un colimador que presenta una pluralidad de aberturas de definición de haz en las que el colimador está montado de una manera rotativa en relación a la fuente de rayos X.

Objetivo de la invención

El objetivo de la invención consiste en proporcionar métodos mejorados para irradiar un objeto, que eviten las desventajas de las técnicas convencionales anteriores y que se puedan utilizar en concreto para mejorar el procesamiento de imágenes. En particular, el objetivo de la invención consiste en proporcionar un método de irradiación con una adaptación mejorada de una fuente de radiación para el algoritmo de reconstrucción de imágenes que se va a utilizar. Además, el objetivo de la invención consiste en proporcionar un dispositivo de procesamiento de imágenes mejorado, el cual pueda representar de un modo mejorado una región de investigación en concreto con objetos reducidos.

Los objetivos anteriores se consiguen con métodos o dispositivos que comprenden las características de las reivindicaciones 1 y 14 de la patente. Las aplicaciones y realizaciones ventajosas de la invención se definen en las reivindicaciones dependientes.

Resumen de la invención

De acuerdo con un aspecto concreto de la invención, se proporciona un método de irradiación en el que se forma al menos un haz de entrada de energía con al menos una máscara de haz para proporcionar una pluralidad de componentes de haz de de entrada de energía individuales. La máscara de haz está hecha de un material de protección de entrada de energía con orificios pasantes que proporcionan el número de componentes del haz y forman la distribución del mismo. Los componentes del haz de entrada de energía individuales formados por el efecto de protección de la máscara (retículo) se dirigen a través de un objeto junto con una pluralidad de líneas de proyección para representar una región de investigación en el objeto.

El haz de entrada de energía con una característica de radiación continua primaria se genera como un haz en abanico o un haz de cono mediante la utilización de una fuente de haz de entrada de energía. Posteriormente, el haz de entrada de energía se forma con la máscara de haz. La ventaja esencial de moldear el haz de entrada de energía para formar los componentes de haz de entrada de energía se aporta por el hecho de que se proporciona una característica inherente de irradiación discreta. La característica de irradiación se puede adaptar a un algoritmo de reconstrucción de imagen que se utiliza para representar la región de investigación. Esta adaptación se obtiene simplemente mediante la selección de una máscara de haz predeterminada y/o el ajuste de la máscara de haz en cuanto a la fuente de haz de entrada de energía. La máscara de haz tiene una geometría predeterminada con una distribución fija y un tamaño fijo de los orificios pasantes. Además, la entrada de energía (por ejemplo, dosis) se puede reducir esencialmente.

Los haces de cono o en abanico se ajustan de tal modo que las direcciones de proyección se establecen en al menos un plano común que atraviesa la región de investigación o, de manera alternativa, variando planos inclinados que atraviesan la región de investigación para obtener datos de proyección helicoidal.

El término "región de investigación", (RDI) usado en este documento, hace referencia generalmente a un objeto que se está investigando o a una parte del mismo. La RDI se puede describir como una entidad de 2 ó 3 dimensiones. El término "dirección de proyección" que se utiliza en este documento hace referencia generalmente al curso lineal de una entrada de energía a través de la RDI. La dirección de proyección se puede definir por ángulos relativos a un sistema de coordenadas utilizado. Si se tienen en cuenta los haces de cono o en abanico, el término "dirección de proyección" indica la orientación de un componente de haz central (o principal) en el haz de cono o en abanico.

De acuerdo con una realización preferida de la invención, la fuente de haz de entrada de energía se puede mover en relación al objeto, en el que la máscara de haz y la fuente de haz de entrada de energía están conectadas la una con la otra. En este caso, la máscara de haz se llama máscara fuente. Las direcciones de proyección se pueden seleccionar desplazando la fuente de haz de entrada de energía y la máscara fuente en cuanto a la región de investigación. Es particularmente preferida una realización en la que las direcciones de proyección se establecen posteriormente girando la fuente de haz de entrada de energía con la máscara de haz alrededor del objeto.

De acuerdo con una realización alternativa de la invención, se proporciona una pluralidad de máscaras de haz en posiciones predeterminadas en relación con la RDI. En este caso, las máscaras de haz se llaman máscaras de marco. Las máscaras de haz se distribuyen alrededor de la RDI. En este caso, las direcciones de proyección se pueden seleccionar moviendo al menos una fuente de haz de entrada de energía en cada una de las máscaras de marco. A modo de ejemplo, una pluralidad de fuentes de haz de entrada de energía se pueden distribuir de acuerdo con la distribución de las máscaras de haz. De manera alternativa, una fuente de haz de entrada de energía se desplaza en serie a cada una de las máscaras de haz.

En el caso de una adaptación a los algoritmos de reconstrucción discreta, los componentes de haz de entrada de energía se forman con un espaciado de ángulo igual. Las líneas de proyección que pasan por los orificios directos de la máscara cruzan una superficie esférica alrededor de la fuente con espaciado igual de longitud de arco. Con este fin, la máscara de haz puede tener una forma plana o una forma curvada (por ejemplo, forma cilíndrica). Si, de acuerdo con una realización particularmente preferida de la invención, se utiliza una máscara de haz plana con orificios pasantes que poseen todos el mismo tamaño o se utiliza una máscara de haz curvada con orificios pasantes que tienen diferentes tamaños, se puede obtener una irradiación completa de la región de investigación sin superposición de los componentes del haz de entrada de energía que son paralelos a una dirección de proyección concreta. En este caso, los objetos se pueden reducir en la reconstrucción de imágenes. Alternativamente, se puede utilizar una máscara de haz plana con orificios pasantes que presentan todos el mismo tamaño o una máscara de haz curvada con orificios que poseen diferentes tamaños.

De acuerdo con una realización ventajosa de la invención, el haz de entrada de energía se forma no sólo en cuanto a la formación de los componentes del haz de entrada de energía, sino también en cuanto al margen exterior del haz de entrada de energía. Con este fin, el método de procesamiento de imágenes de la invención comprende la fase adicional de establecimiento del ángulo de haz del haz de entrada de energía. Esta realización tiene particulares ventajas con respecto a una adaptación de la fuente de haz (posiblemente en combinación con la máscara de haz) para un objeto

concreto que se va a investigar. Para irradiar un pequeño objeto, el ángulo de haz se puede disminuir para que la dosis de irradiación total se pueda reducir.

Preferiblemente, el ángulo de haz se establece con una abertura que sirve como diafragma u obturador. De forma ventajosa, la abertura tiene una construcción sencilla. Además, se puede simplemente montar en un dispositivo de procesamiento de imágenes convencional como, por ejemplo, un dispositivo de tomografía computarizada convencional TC para una adaptación a la presente invención. Las ventajas adicionales de la abertura se derivan de la disponibilidad de dos grados de libertad para ajustar el ángulo de haz. Con una primera alternativa, el ángulo de haz se ajusta mediante el establecimiento de un diámetro de la abertura. Esto permite una adaptación flexible de la abertura al objeto que se va a investigar. De acuerdo con una segunda alternativa, el ángulo de haz se ajusta mediante el establecimiento de una distancia entre la abertura y la fuente de haz. Con la disminución de la distancia, el ángulo de haz se incrementa. Ambas alternativas se pueden combinar.

De acuerdo con un segundo aspecto particular de la invención, se proporciona un método de procesamiento de imágenes para representar la RDI en el que la RDI se irradia utilizando un método según el primer aspecto mencionado anteriormente y se determina una pluralidad de funciones de proyección correspondientes a las numerosas direcciones de proyección. Cada una de las funciones de proyección comprende valores de atenuación medidos con componentes de haz de entrada de energía de manera paralela a una dirección de proyección actual. Los valores de atenuación medidos están sujetos a un procedimiento de reconstrucción de imágenes que se conoce como tal.

Los valores de atenuación medidos proporcionan perfiles de proyección discretos que representan las funciones de proyección, en las que los valores de proyección de cada perfil de proyección discreto comprenden valores de atenuación correspondientes a los componentes de haz de entrada de energía predeterminados con la misma dirección de proyección.

La presente invención proporciona otra ventaja esencial en cuanto a la gestión de datos. Debido a un ajuste de las secciones transversales de los componentes de haz de entrada de energía con la máscara de haz, los valores de atenuación se pueden medir con grupos predeterminados de elementos detectores del dispositivo detector. Los grupos de elementos detectores tienen, por ejemplo, tamaños iguales predeterminados para todos los componentes de haz. Sólo estos grupos predeterminados se pueden extraer sin redimensionar de modo que se reduzca la cantidad de datos que se van a procesar. Preferiblemente, los valores de atenuación se miden con al menos un detector recto unidimensional o con al menos un detector plano bidimensional.

Ventajosamente, el método de procesamiento de imágenes de la invención se puede implementar con varios procedimientos de reconstrucción de imágenes. Preferiblemente, se utiliza un procedimiento de reconstrucción de imágenes tal como se describe en la Solicitud de patente europea EP 1 677 253 A1. Con este método, la función de imagen se determina a partir de los datos de Radon que constan de una pluralidad de funciones de proyección medidas correspondientes a una pluralidad de direcciones de proyección predeterminadas. La función de imagen se determina como una suma de polinomios multiplicada con valores de las funciones de proyección. En las implementaciones prácticas, esta reconstrucción de imágenes se basa en la medida de los valores de atenuación correspondientes a los componentes del haz de irradiación discreta que tienen ángulos iguales relativos el uno al otro. De manera alternativa, el procedimiento de reconstrucción de imágenes puede comprender una descomposición de los valores de atenuación tal como lo describe con más detalle T. Bortfeld y col. (véase más arriba).

Es una ventaja esencial de la invención que el procesamiento de imágenes se puede utilizar en varias aplicaciones tales como muchas aplicaciones en el procesamiento de imágenes médicas, por ejemplo TC, PET, SPECT, etc. No obstante, hay muchas más aplicaciones posibles como la tomografía de luz, cualquier procesamiento de imágenes multidimensional para pruebas industriales o investigación biológica, etc. Preferiblemente, la función de imagen se determina a partir de datos de Radon medidos en un dispositivo de tomografía computarizada (TC) de rayos X, un dispositivo de imágenes PET, un dispositivo de procesamiento de imágenes SPECT o un sistema de detección de transmisión basado en neutrones. El objeto que se va a investigar comprende, por ejemplo, un organismo biológico o una parte del mismo, una composición de fluido, un material sólido, una pieza de trabajo y/o un objeto que se vaya a investigar por razones de seguridad.

De acuerdo con un tercer aspecto general de la invención, se proporciona un dispositivo de procesamiento de imágenes para representar una región de investigación de un objeto, en el que el dispositivo de procesamiento de imágenes incluye al menos una máscara de haz hecha de un material de protección de entrada de energía a través de orificios. La máscara de haz se adapta para formar componentes de haz de entrada de energía discreta e individual. Además, el dispositivo de procesamiento de imágenes comprende de un dispositivo de medición para medir funciones de proyección correspondientes a una pluralidad de direcciones de proyección. El dispositivo de medida incluye al menos una fuente de haz de entrada de energía y al menos un dispositivo detector para medir las funciones de proyección. La fuente de haz de entrada de energía se dispone para crear al menos un haz de entrada de energía que se va a moldear con la máscara de haz. Además, el dispositivo de procesamiento de imágenes incluye un circuito de reconstrucción para reconstruir una función de imagen de acuerdo con funciones de proyección medidas.

Preferiblemente, la fuente de haz de entrada de energía que se va a adaptar para crear una fuente de haz en abanico o de haz de cono se dispone de manera movable en un soporte de fuente. Particularmente, es preferible un

soporte de fuente que tenga forma de anillo para que la fuente de haz de entrada de energía se pueda girar, por ejemplo, en un círculo o a lo largo de una trayectoria helicoidal en torno al objeto.

El dispositivo detector comprende al menos un conjunto detector de elementos detectores para detectar los valores de atenuación que representan la atenuación de la entrada de energía correspondiente a la pluralidad de direcciones de proyección predeterminadas.

De acuerdo con realizaciones preferidas adicionales de la invención, el dispositivo de procesamiento de imágenes comprende al menos de un primer dispositivo de ajuste para ajustar una distancia entre la máscara fuente y la fuente de haz de entrada de energía y un segundo dispositivo de ajuste para ajustar un diámetro de una abertura de ángulo de haz y/o distancia entre la abertura y la fuente de haz de entrada de energía.

Si al menos una máscara de haz comprende de una máscara fuente que se puede mover con la fuente de haz de entrada de energía, en particular con la fuente de haz de cono o en abanico, se pueden obtener ventajas con respecto al ajuste de la fuente en cuanto a la máscara. Preferiblemente, la máscara fuente se conecta de modo desmontable a la fuente de haz de entrada de energía, de ya que el dispositivo de procesamiento de imágenes se pueda adaptar a una aplicación concreta simplemente cambiando la máscara fuente.

Si se proporciona una pluralidad de máscaras de marco para configurar la función de distribución de energía de la fuente de haz de entrada de energía como máscara(s) de haz, se podrán obtener ventajas con respecto al establecimiento de las direcciones de proyección. Preferiblemente, las máscaras de marco se fijan con longitudes de arco iguales en un soporte de fuente común. A modo de ejemplo, el soporte de fuente es una protección con forma de anillo que contiene las máscaras de marco. Ventajosamente, la fuente de haz de entrada de energía se puede proteger con la protección con forma de anillo en posiciones distintas de las posiciones de las máscaras de marco. Por consiguiente, se puede obtener una reducción de dosis esencial.

De acuerdo con una modificación adicional de la invención con máscaras de marco, el dispositivo detector comprende de una pluralidad de detectores de marco fijados que permiten detectar los valores de atenuación que representan la atenuación de entrada de energía correspondiente a la serie de direcciones de proyección predeterminadas. En este caso, los detectores de marco se pueden fijar en el soporte de fuente en posiciones predeterminadas. Preferiblemente, los detectores de marco se colocan de forma adyacente a las máscaras de marco.

De acuerdo con varias aplicaciones preferidas de la invención, el dispositivo de medición comprende un dispositivo de tomografía computarizada (TC) de rayos X, un dispositivo de tomografía de ultrasonido, un dispositivo de procesamiento de imágenes PET, un dispositivo de tomografía de luz, un dispositivo de procesamiento de imágenes de rayos gamma, un dispositivo de procesamiento de imágenes SPECT o un sistema de detección de transmisión basado en neutrones.

De acuerdo con un cuarto aspecto general de la invención, se proporciona una máscara de haz, que está hecha de un material de protección de entrada de energía con orificios pasantes. El material de protección de entrada de energía comprende, por ejemplo, wolframio, plomo o cobre. Se prefiere el wolframio en términos de absorción elevada (efecto de protección) y de una alta estabilidad mecánica. La máscara de haz es capaz de formar componentes de haz de entrada de energía para irradiar una región de investigación de un objeto.

Breve descripción de los dibujos

A continuación se describen ventajas y detalles adicionales de la invención con referencia a los dibujos anexos, los cuales muestran:

- la fig. 1 es una ilustración esquemática de una realización de la forma del haz de acuerdo con la invención;
- las fig. 2 a 5 son ilustraciones esquemáticas de realizaciones de máscaras de haz utilizadas de acuerdo con la invención;
- la fig. 6 es una ilustración esquemática de la combinación de una fuente de haz con una abertura de ángulo de haz y una máscara fuente de acuerdo con la invención;
- la fig. 7 es una ilustración adicional de haces en abanico discretos a través de un objeto que se va a investigar;
- la fig. 8 es una representación esquemática de una realización de un dispositivo de procesamiento de imágenes de acuerdo con la invención; y
- la fig. 9 es una ilustración esquemática de la dirección de un haz en abanico convencional a través de una región de investigación (estado anterior de la técnica).

Realizaciones de la invención

A continuación, se describe la invención con referencia a la aplicación en tomografía computarizada. En este caso, el dispositivo de procesamiento de imágenes de acuerdo con la invención incluye los principales componentes de

un sistema de tomografía computarizada médica actual, con el haz de entrada de energía que es un haz de rayos X. Se hace hincapié en que la invención se puede implementar de modo análogo con las demás aplicaciones mencionadas anteriormente. Además, la siguiente descripción de las realizaciones preferidas hace referencia principalmente a la fase de formación de haz de energía con una máscara de haz. Los detalles de la TC u otros dispositivos de procesamiento de imágenes así como los detalles de la reconstrucción de imágenes utilizados para implementar la invención no se describen tal como se conocen en técnicas convencionales o en la patente EP 1 677 253 A1.

La dirección de un haz de cono o en abanico discreto 3 a través de un objeto 1 con la RDI 2 en un sistema de TC para la recopilación de datos de proyección se ilustra esquemáticamente en la Figura 1. El sistema de TC (no se ilustra por completo, para ver componentes adicionales, véase la Figura 8) incluye un soporte de fuente con forma de anillo 220 (anillo de TC) en el que la fuente de radiación 210 (tubo de rayos X) y un dispositivo detector 310 giran de modo que todo el sistema puede realizar una vuelta completa dentro de un período, por ejemplo, de 0,3 a 0,5 segundos.

Como máscara de haz, se utiliza la máscara fuente 211, la cual está fijada de manera desmontable a la fuente de radiación 210. La máscara fuente 211 se adapta para formar la función de distribución de energía de la fuente de radiación 210. Con este fin, la máscara fuente 211 está hecha de un material de protección de entrada de energía con orificios pasantes. Los componentes de haz de rayos X individuales discretos 3.1, 3.2, 3.3, etc. que pasan a través de los orificios pasantes están formados para los anteriores métodos de reconstrucción de imágenes, que no requieren todos los componentes de rayos posibles que resultan de la geometría del tubo y la geometría del detector para la reconstrucción.

El haz en abanico 3 se dirige con direcciones de proyección variables a través de la RDI 2. Las direcciones de proyección se ajustan de manera que se alcanza un número predeterminado de componentes de haz de rayos X paralelos para las condiciones de procesamiento de imágenes. Cada haz en abanico 3 representa un conjunto de componentes de haz en abanico 3.1, 3.2, 3.3, etc. Cada uno de los componentes de haz en abanico 3.1, 3.2, 3.3, etc. se puede considerar como un haz pincel recto. Aunque estos haces pincel de un haz en abanico no tienen las mismas direcciones de proyección individuales, la determinación de perfiles de proyección discreta para la reconstrucción de imágenes se obtiene reordenando los componentes de haz, los cuales pertenecen a diferentes direcciones de proyecciones diferentes del haz 3. Como resultado, se obtienen grupos de componentes de haz paralelos.

El dispositivo detector 310 es un conjunto lineal o bidimensional de elementos detectores que se forman de acuerdo con una superficie de referencia esférica adaptada al radio del anillo de TC. De manera alternativa, se puede utilizar un dispositivo detector con una disposición recta (unidimensional) o plana (bidimensional) de elementos detectores. El dispositivo detector 310 consiste, por ejemplo, de 1 a 64 filas de elementos detectores (si hay más de una fila, se podría denominar una TC de multicorte) y aproximadamente 700 y 1.000 elementos detectores por fila. Los elementos detectores actuales tienen un tamaño, por ejemplo, de 0,5 a 1,0 mm. En cada giro único, los datos se leen aproximadamente 1.000 veces. El objeto 1, por ejemplo, un paciente, se desplaza a través del anillo de TC utilizando una mesa de paciente, que se mueve continuamente. A través de este método, se puede recopilar un conjunto de los llamados datos de TC espiral o helicoidal, porque los datos que se recopilan se ubican en un retículo espiral.

En las Figuras de la 2 a la 5 se muestran detalles adicionales de varias máscaras fuente que se utilizan de acuerdo con la invención. La máscara fuente 211 comprende una placa de protección 212 hecha, por ejemplo, de wolframio con orificios pasantes 213. La máscara fuente se fija a la fuente de radiación (por ejemplo, el tubo de rayos X), en concreto a un marco 214 de una ventana de salida 215 de la fuente de radiación 210 mediante un elemento de fijación desmontable tal como, por ejemplo, un elemento de clip o un cierre instantáneo.

La placa de protección 212 puede tener una forma cilíndrica (Figuras 2, 4) o una forma plana (Figuras 3, 5) o cualquier otra forma adecuada adaptada a las condiciones geométricas del dispositivo de procesamiento de imágenes. Una placa de protección cilíndrica 212 está orientada con el eje de cilindro paralelo al eje de un anillo de TC. El grosor de la placa de protección 212 es, por ejemplo, de 100 μm a 5 mm. Los orificios pasantes 213 se disponen de modo que las líneas de proyección que empiezan en la fuente de radiación 210 cruzan el círculo en línea con los elementos detectores en posiciones predeterminadas, en particular, se pueden disponer con un espaciamiento de longitud de arco igual. En función de las condiciones de procesamiento de imágenes, los orificios pasantes 213 se disponen con una línea o una distribución de área.

El número y el tamaño de los orificios pasantes 213 se seleccionan en función de la aplicación concreta del método de procesamiento de imágenes. En el caso del procesamiento de imágenes de TC, por ejemplo, se proporcionan 200 orificios pasantes 213 en un área en el intervalo de aproximadamente 1mm^2 a 100mm^2 . Como consecuencia, el haz en abanico discreto 3 comprende, por ejemplo, 200 componentes de haz en abanico rectos. Aumentando el número de rayos y proyecciones, se puede lograr una mayor resolución, significando eso que el número de píxeles que se puede reconstruir sin artefactos se puede aumentar.

De acuerdo con las Figuras 2 y 3, los tamaños de los orificios pasantes 213 se seleccionan de tal modo que todos los componentes de haz tienen la misma sección transversal, es decir todos los orificios pasantes de la máscara cilíndrica tienen el mismo tamaño (por ejemplo de 10 a 200 μm) mientras que los orificios pasantes del centro del haz de máscara fuente plana 211 son más pequeños que los orificios pasantes situados en el margen exterior del haz de máscara fuente plana 211. Por otro lado, de acuerdo con las Figuras 4 y 5, los tamaños de los orificios pasantes 213 se

seleccionan de tal manera que los componentes de haz tienen diversas secciones transversales en el dominio del detector. Preferiblemente, las secciones transversales se seleccionan en el intervalo, por ejemplo, de 100 μm a 4 mm. En concreto, las secciones transversales se establecen en función de la resolución del detector, que se puede obtener con un detector concreto. Las secciones transversales más amplias se proporcionan en el centro del haz 3, mientras que las secciones cruzadas más pequeñas se proporcionan en el margen del haz 3.

La Figura 6 muestra esquemáticamente una realización en la que se combina la fuente de radiación 210 con la máscara fuente 211 y una abertura de ángulo de haz 216. En el marco 214 de la ventana de salida 215 se dispone un soporte ajustable 217 para sostener al menos uno de los componentes 211 y 216. Generalmente, el soporte ajustable 217 sirve al menos como un dispositivo de ajuste. La abertura de ángulo de haz 216 está hecha de una placa de protección con un orificio central. El diámetro y/o la distancia perpendicular entre la abertura de ángulo de haz 216 y el emisor de radiación 210.1 de la fuente de radiación 210 se pueden ajustar con el soporte ajustable 217 para definir un ángulo de haz α del haz en abanico 3. La máscara fuente 211 está configurada, como se indica más arriba, para definir los componentes de haz. La distancia entre la máscara fuente 211 y un emisor de radiación 210.1 se puede variar para obtener una resolución de procesamiento de imágenes requerida. El soporte ajustable 217 se puede accionar manual o eléctricamente, por ejemplo, con unidades de acción piezoeléctrica.

Con el haz en abanico discreto 3 generado por la máscara ilustrada anteriormente, las señales de los elementos detectores del dispositivo detector que detectan la atenuación a lo largo de las líneas de la proyección correspondientes se extraen sólo en determinadas posiciones de la fuente de radiación y del dispositivo detector. Las posiciones de extracción son las posiciones de longitud de arco en el soporte de fuente con forma de anillo, que cumplen la condición de selección de componentes de haz en abanico paralelos con las mismas direcciones de proyección.

Para reducir la radiación o la exposición de partículas del objeto que se va a investigar, es preferible dirigir la entrada de energía (por ejemplo, la radiación) al objeto que se va a investigar únicamente en las posiciones de extracción mencionadas anteriormente, en otras palabras las señales del elemento detector se extraen únicamente cuando la combinación de una fuente de radiación y el dispositivo detector esté orientada hacia las posiciones ajustables. Durante el movimiento de la fuente de radiación, ciertos tiempos y/o ciertas posiciones de longitud de arco de la fuente de radiación cumplen esta condición. Siempre que no se cumpla la condición de extracción, la fuente de radiación se puede desconectar o proteger. La protección de la fuente de radiación es preferible para mantener estables las condiciones de radiación.

Una protección con forma de anillo 222 puede cumplir la función de protección que se ilustra esquemáticamente en la Figura 7 mediante una pluralidad de ventanas de radiación 223. La protección con forma de anillo 222 se puede fijar de modo desmontable al soporte de fuente 220 para adaptar las propiedades geométricas de la protección 222 a la aplicación práctica y, en concreto, a la máscara utilizada. A modo de ejemplo, la protección con forma de anillo 222 comprende 201 ventanas de radiación 223 que tienen cada una un diámetro de 6 mm (con un diámetro del anillo de TC: 80 cm).

Las máscaras fuente 211 descritas anteriormente se pueden omitir si cada ventana de radiación 223 de la protección con forma de anillo 222 se proporciona con una máscara de marco 224 lo cual se ilustra en la Figura 7, únicamente a título de ejemplo. De hecho, las máscaras de marco y fuente 211, 224 no necesitan ser proporcionadas de forma simultánea. Las máscaras de marco 224 se pueden diseñar como las máscaras fuente que se muestran en las Figuras de la 2 a la 5. La Figura 8 ilustra de forma esquemática una realización del dispositivo de procesamiento de imágenes 100. El dispositivo de procesamiento de imágenes 100 comprende el dispositivo de medición con un generador de energía 200 y un dispositivo detector 300 y el dispositivo de reconstrucción 400 conectados con el dispositivo de medición 200, 300. Además, se proporciona un dispositivo de sujeción 500, el cual es por ejemplo una mesa de soporte tal como se conoce en los sistemas de TC o cualquier otro soporte o sujeción de sustrato para disponer el objeto que se va a investigar en el dispositivo de medición y para ajustar la geometría del objeto relativa al generador de energía 200 y el dispositivo detector 300. Se proporcionan componentes adicionales tales como un dispositivo de control, un dispositivo de representación, etc. (no mostrados) se determinan tal como son conocidos por sí en dispositivos del estado anterior de la técnica.

El generador de energía 200 comprende de la fuente de radiación 210 como, por ejemplo, un tubo de rayos X móvil con una máscara fuente dispuesta en el soporte de fuente 220 (por ejemplo, un carril de guía o pórtico). El dispositivo detector comprende un conjunto detector 310 el cual es móvil dispuesto en el soporte de fuente 220 en relación opuesta en cuanto a la fuente de radiación 210. Con esta estructura, la dirección de proyección a través de la RDI (paralela al plano de imagen) se puede establecer girando la combinación de componentes 210, 310 alrededor del dispositivo de soporte 500.

El soporte de fuente 220 se ilustra como un círculo que permite una rotación del generador de energía 200 y el dispositivo detector 300 alrededor de un objeto. Según una modificación, el soporte de fuente puede tener forma de elipse u otra forma. Esto puede representar una ventaja en cuanto a una adaptación a la geometría del objeto que se va a investigar.

REIVINDICACIONES

1. Método de irradiación, en particular para representar una región de investigación (2) de un objeto (1), que comprende las fases de:

- generación de al menos un haz de entrada de energía (3) con al menos una fuente de haz de entrada de energía (210), en la que al menos un haz de entrada de energía (3) comprende de una pluralidad de componentes de haz de entrada de energía individuales (3.1, 3.2, 3.3, etc.), los cuales están formados por al menos una máscara de haz (211) hecha de un material de protección de entrada de energía con orificios pasantes (213), e
- irradiación de la región de investigación (2) con al menos un haz de entrada de energía (3) junto con una pluralidad de direcciones de proyección, **caracterizada porque**
- con la pluralidad de direcciones de proyección, la fuente de haz de entrada de energía (210) y al menos una máscara de haz (211) tienen un ajuste predeterminado la una con respecto a la otra, de modo que al menos una máscara de haz (211) configura una función de distribución de energía predeterminada de la fuente de haz de entrada de energía (210).

2. Método de irradiación de acuerdo con la reivindicación 1, en el que

- la máscara de haz (211) está fijada a la fuente de haz de entrada de energía (210), y
- la pluralidad de direcciones de proyección se establecen mediante el desplazamiento de la fuente de haz de entrada de energía (210) con la máscara de haz (211) relativa a la región de investigación (2).

3. Método de irradiación de acuerdo con la reivindicación 1, en el que

- una pluralidad de dichas máscaras de haz (211) y la región de investigación (2) tienen una posición fijada la una con respecto a la otra, y
- la pluralidad de direcciones de proyección se establecen mediante el funcionamiento de al menos una fuente de haz de entrada de energía en cada una de dichas máscaras de haz (211).

4. Método de irradiación de acuerdo con al menos una de las reivindicaciones anteriores, en el que la fase de formación de los componentes de haz de entrada de energía (3.1, 3.2, 3.3, etc.) comprende la transmisión del haz de entrada de energía a través de una máscara de haz plana (211) con orificios pasantes (213) que tienen diferentes tamaños o a través de una máscara de haz curvada (211) con orificios pasantes (213), que tienen todos el mismo tamaño.

5. Método de irradiación de acuerdo con al menos una de las reivindicaciones anteriores 1 a 3, en el que la fase de formación de los componentes de haz de entrada de energía (3.1, 3.2, 3.3, etc.) comprende la transmisión del haz de entrada de energía a través de una máscara de haz plana (211) con orificios pasantes (213) que tienen el mismo tamaño o a través de una máscara de haz curvada (211) con orificios pasantes (213), que tienen diferentes tamaños.

6. Método de irradiación de acuerdo con al menos una de las reivindicaciones anteriores, que comprende además la fase de ajuste de una distancia entre la máscara de haz (211) y la fuente de haz de entrada de energía (210).

7. Método de irradiación de acuerdo con al menos una de las reivindicaciones anteriores, que comprende además la fase de establecimiento de un ángulo de haz (α) del haz de entrada de energía (3).

8. Método de irradiación de acuerdo con la reivindicación 7, en el que el ángulo de haz (α) se establece con una apertura (216).

9. Método de irradiación de acuerdo con la reivindicación 8, que comprende además la fase de ajuste al menos en un diámetro de la abertura (216) y una distancia entre la abertura (216) y la fuente de haz de entrada de energía (210).

10. Método de procesamiento de imágenes para representar una región de investigación (2) de un objeto (1), que comprende las fases de:

- irradiación de la región de investigación (2) con un método de acuerdo con al menos una de las reivindicaciones anteriores,
- determinación de una serie de funciones de proyección correspondiente a la pluralidad de direcciones de proyección, en la que cada una de las funciones de proyección comprende los valores de atenuación

medidos con los componentes de haz de entrada de energía paralelos a la dirección de proyección actual, y

- supeditación de la pluralidad de valores de atenuación a un procedimiento de reconstrucción de imágenes.

11. Método de procesamiento de imágenes de acuerdo con la reivindicación 10, en el que los valores de atenuación se miden con un dispositivo detector (300) y en el cual unos grupos exclusivamente predeterminados de elementos detectores del dispositivo detector (300) son leídos para obtener los valores de atenuación.

12. Método de procesamiento de imágenes de acuerdo con al menos una de las reivindicaciones 10 u 11, en el que el procedimiento de reconstrucción de imágenes incluye

- una determinación de una función de imagen como una suma de polinomios multiplicada por valores de las funciones de proyección, o

- una descomposición de los valores de atenuación, en la que la descomposición está sujeta a una reconstrucción de retroproyección filtrada.

13. Método de procesamiento de imágenes de acuerdo con al menos una de las reivindicaciones de la 10 a la 12, en el que los valores de atenuación se miden para proporcionar datos de Radon medidos en:

- un dispositivo de tomografía computarizada (TC) de rayos X,

- un dispositivo de procesamiento de imágenes PET,

- tomografía de luz,

- un dispositivo de procesamiento de imágenes SPECT, o

- un sistema de detección de transmisión basado en neutrones.

14. Dispositivo de procesamiento de imágenes (100) para representar una región de investigación (2) de un objeto (1) que comprende:

- un dispositivo de medición (200, 300) para la medición de funciones de proyección correspondientes a una pluralidad de direcciones de proyección, incluyendo el dispositivo de medición (200, 300) al menos una fuente de haz de entrada de energía (200, 210) para crear al menos un haz de entrada de energía (3) con una pluralidad de componentes de haz de entrada de energía individuales (3.1, 3.2, 3.3, etc.), estando adaptada al menos una máscara de haz (211) hecha de un material de protección de entrada de energía con orificios pasantes (213) para formar los componentes de haz de entrada de energía (3.1, 3.2, 3.3, etc.) y un dispositivo detector (300),

caracterizado porque

- con la pluralidad de direcciones de proyección, la fuente de haz de entrada de energía (210) y al menos una máscara de haz (211) tienen un ajuste predeterminado la una con respecto a la otra, de modo que la máscara de haz (211) configura una función de distribución de energía establecida predeterminada de la fuente de haz de entrada de energía (210).

15. Dispositivo de procesamiento de imágenes de acuerdo con la reivindicación 14, en el que la máscara de haz (211) comprende una máscara de haz plana (211) con orificios pasantes (213) que tienen diferentes tamaños o una máscara fuente curvada (211) con orificios pasantes (213) que tienen todos el mismo tamaño.

16. Dispositivo de procesamiento de imágenes de acuerdo con la reivindicación 14, en el que la máscara de haz (211) comprende una máscara de haz plana (211) con orificios pasantes (213) que tienen el mismo tamaño o una máscara fuente curvada (211) con agujeros directos (213) que tienen diferentes tamaños.

17. Dispositivo de procesamiento de imágenes de acuerdo con al menos una de las reivindicaciones 14 a la 16, que comprende además de un primer dispositivo de ajuste (217) para ajustar una distancia entre la máscara de haz (211) y la fuente de haz de entrada de energía (200, 210).

18. Dispositivo de procesamiento de imágenes de acuerdo con al menos una de las reivindicaciones 14 a la 17, en el que la fuente de haz de entrada de energía (200, 210) es móvil en relación al objeto (1).

19. Dispositivo de procesamiento de imágenes de acuerdo con al menos una de las reivindicaciones 14 a la 18, en el que la máscara de haz comprende de una máscara fuente (211) que se puede desplazar con la fuente de haz de entrada de energía (210).

20. Dispositivo de procesamiento de imágenes de acuerdo con la reivindicación 19, en el que la máscara fuente (211) se puede eliminar de la fuente de haz de entrada de energía (200, 210).

21. Dispositivo de procesamiento de imágenes de acuerdo con al menos una de las reivindicaciones 14 a la 18, que comprende una pluralidad de máscaras de marco (224) para configurar una función de distribución de energía de la fuente de haz de entrada de energía (200, 210), estando las máscaras de marco (221) fijadas en un soporte de fuente (220) en posiciones predeterminadas.

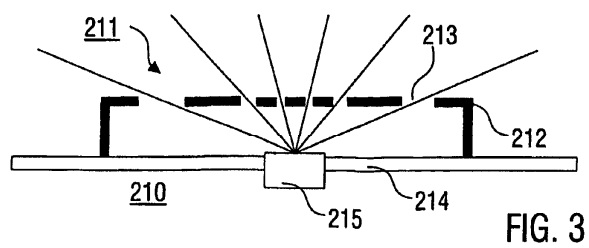
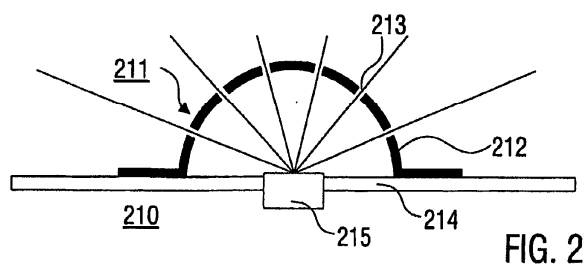
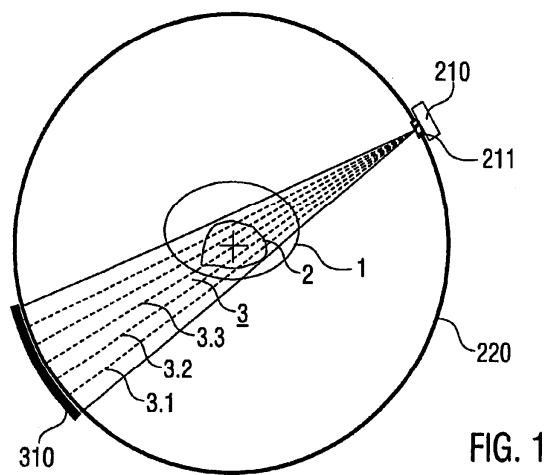
22. Dispositivo de procesamiento de imágenes de acuerdo con la reivindicación 21, en el que las posiciones de las máscaras de marco (224) están separadas por longitudes de arco iguales.

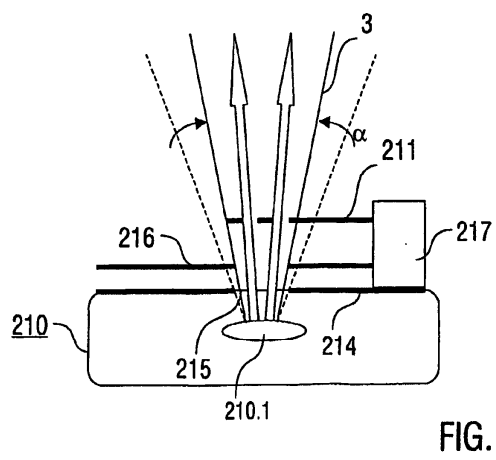
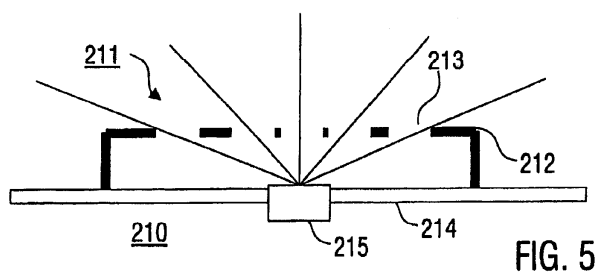
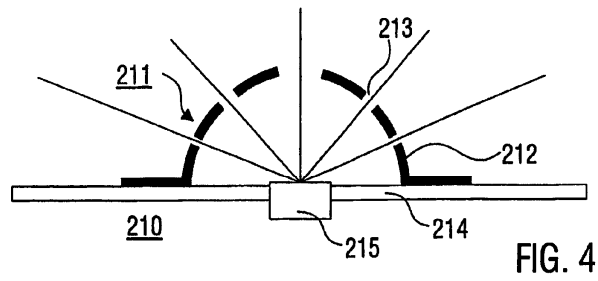
23. Dispositivo de procesamiento de imágenes de acuerdo con la reivindicación 21 ó 22, en el que el soporte de fuente (220) comprende una protección con forma de anillo (222) que contiene las máscaras de marco (224), protegiendo la protección con forma de anillo (222) la fuente de haz de entrada de energía (200, 210) en posiciones distintas de las posiciones de las máscaras de marco (224).

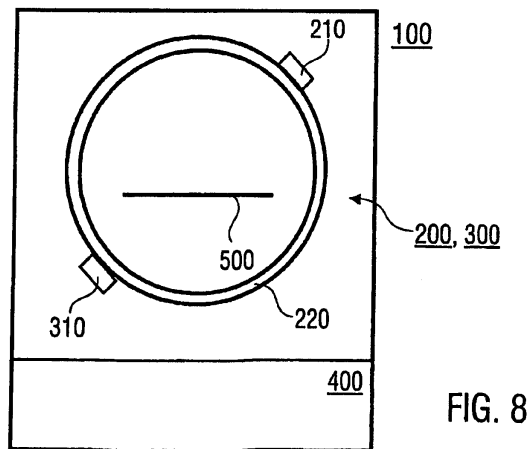
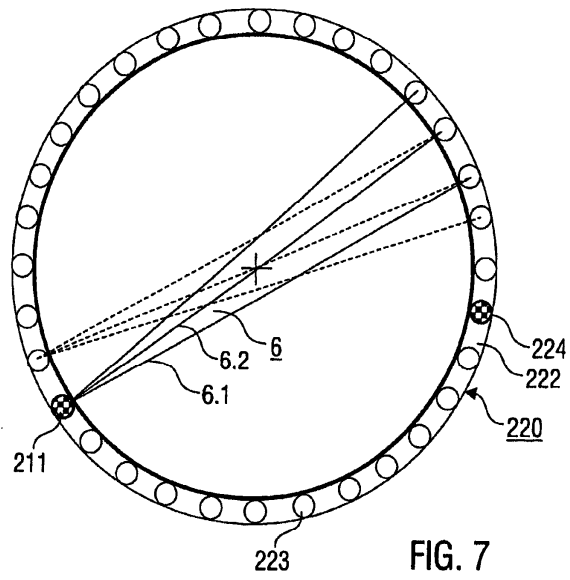
24. Dispositivo de procesamiento de imágenes de acuerdo con al menos una de las reivindicaciones 21 a la 23, en el que el dispositivo detector (300) comprende una pluralidad de sensores de marco (320) para detectar los valores de atenuación que representan la atenuación de la entrada de energía correspondiente a la pluralidad de direcciones de proyección predeterminadas, estando fijados los sensores de marco (320) al soporte de fuente (220) en posiciones predeterminadas.

25. Dispositivo de procesamiento de imágenes de acuerdo con al menos una de las reivindicaciones 14 a la 24, en el que el dispositivo de medición (200, 300) comprende:

- un dispositivo de tomografía computarizada (TC) de rayos X,
- un dispositivo de tomografía de ultrasonido,
- un dispositivo de procesamiento de imágenes PET,
- tomografía de luz,
- un dispositivo de procesamiento de imágenes de rayos gamma,
- un dispositivo de procesamiento de imágenes SPECT, o
- un sistema de detección de transmisión basado en neutrones.







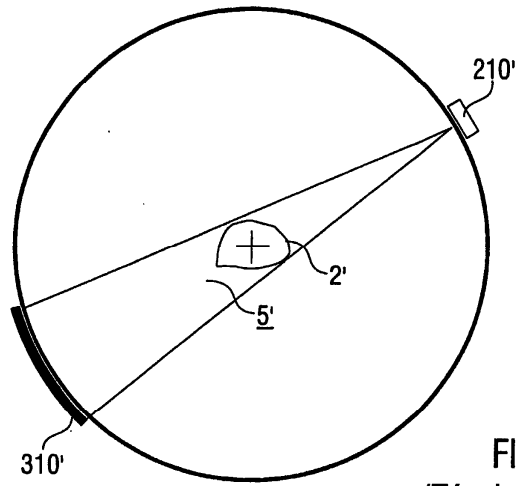


FIG. 9
(Técnica Anterior)

DOCUMENTOS INDICADOS EN LA DESCRIPCIÓN

En la lista de documentos indicados por el solicitante se ha recogido exclusivamente para información del lector, y no es parte constituyente del documento de patente europeo. Ha sido recopilada con el mayor cuidado; sin embargo, la EPA no asume ninguna responsabilidad por posibles errores u omisiones.

Documentos de patente indicados en la descripción

- US 4315157 A [0006]
- EP 1677253 A1 [0021]

Literatura de patentes no citadas en la descripción

- *Phys. Med. Biol.*, 1999, vol. 44, 1105-1120 [0004]