

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 741 577**

51 Int. Cl.:

G06T 11/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.05.2015** **E 15167283 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **10.07.2019** **EP 2945125**

54 Título: **Sistemas de CT de espiral y métodos de reconstrucción**

30 Prioridad:

14.05.2014 CN 201410202941

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

11.02.2020

73 Titular/es:

**NUCTECH COMPANY LIMITED (50.0%)
2nd Floor, Block A, TongFang Building,
Shuangqinglu, Haidian District
Beijing 100084, CN y
TSINGHUA UNIVERSITY (50.0%)**

72 Inventor/es:

**ZHANG, LI;
CHEN, ZHIQIANG;
SHEN, LE;
XING, YUXIANG;
JIN, XIN y
HUANG, QINGPING**

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 741 577 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

Sistemas de CT de espiral y métodos de reconstrucción

Campo técnico

5 Las realizaciones de la presente invención se refieren generalmente a la generación de imágenes por radiación, y en particular a un sistema de tomografía computada (CT) con un paso grande y a un método de reconstrucción de la misma.

Antecedentes

10 Los sistemas de inspección de seguridad de equipajes de tipo CT se han convertido en una medida importante para la detección de explosivos, y son ampliamente aplicados en lugar de públicos tales como aeropuertos, estaciones, o similares. El principio del sistema de detección CT se basa en obtener datos de proyección del equipaje mediante el escaneo, obtener imágenes tomográficas del mismo utilizando un algoritmo de reconstrucción, identificar los explosivos de acuerdo con un algoritmo de identificación, y dar la alarma. El escaneo es implementado girando un anillo de deslizamiento instalado con una fuente y detectores de rayos X mientras que el objeto se desplaza sobre una cinta, y por tanto, la órbita de escaneo es una órbita en espiral. Para satisfacer los requisitos de los lugares de inspección de seguridad para la velocidad de paso de equipaje, la velocidad a la que la cinta se desplaza debe llegar a un cierto valor límite, por ejemplo, 0,3 m/s - 0,5 m/s. Para recoger los datos de proyección completos requeridos para la reconstrucción de imágenes, se necesita aumentar la velocidad de rotación del anillo de deslizamiento o incrementar el número de filas de detectores. Con respecto al anillo de deslizamiento, considerando la intensidad mecánica y la estabilidad, la velocidad de rotación no se puede aumentar de forma infinita. Por otra parte, considerando el valor límite del ángulo de cono o de la fuente de rayos X y el coste de hardware de los detectores, el número de filas de detectores tampoco se puede aumentar de forma infinita. Considerando el conjunto de los distintos factores anteriores, la manera más efectiva de mejorar la velocidad de paso del equipaje es únicamente incrementar el paso del escaneo.

25 El documento WO 98/30980 A1 describe un escaneo de rayo de cono helicoidal completo y la adquisición de datos no redundante para la generación de imágenes tomográficas en tres dimensiones de objetos infinitamente largos, en donde una ventana detectora de dos dimensiones de tamaño mínimo está limitada por dos giros consecutivos de una hélice. En un ejemplo, el proceso completo consta de las siguientes tres etapas: Rebinar a proyecciones paralelas; filtrar con un filtro de rampa convencional a lo largo de las filas horizontales en el plano detector virtual; y retroproyección en la dirección de los rayos originales utilizando un factor de magnificación constante.

30 El documento de Schaller et al: "A new approximate algorithm for image reconstruction in cone-beam spiral CT at small cone-angles", Nuclear Science Symposium, IEEE Anaheim 3, páginas 1703 a 1709, 1996, describe un algoritmo aproximado para la reconstrucción de imágenes con datos de CT de espiral de rayo de cono en ángulos de cono relativamente pequeños. Las separaciones en el patrón de muestreo que ocurren en valores de paso grandes pueden ser llenadas con proyecciones medidas desde el lado opuesto, debido a que la línea integral a lo largo de un rayo no está afectada por una inversión de la dirección del rayo. Estos rayos emitidos desde posiciones de foco desde el lado opuesto se denominan rayos complementarios.

35 En los últimos años, se han conseguido una serie de importantes resultados en el campo de los algoritmos de reconstrucción de CT de espiral, por ejemplo algoritmo de Katsevich, algoritmo PI, algoritmo CB-FBP o similares. Sin embargo, todos los algoritmos necesitan cumplir una cierta condición de paso, y cuando el paso y el ángulo de cono aumentan, da lugar a una pérdida de datos de proyección, aumentando el error en el resultado reconstruido, e incluso siendo introducidos artefactos. Para asegurar que la calidad de las imágenes cumple los requisitos, el factor de paso es generalmente no mayor de 1,5.

45 En el sistema de CT de inspección de seguridad, el rendimiento en tiempo real del algoritmo de reconstrucción también es un índice importante. En el algoritmo de reconstrucción, el filtrado en una forma de desplazamiento invariante de no una dimensión, la retroproyección del rayo de cono con un factor de ponderación de distancia, la solución de un gran número de ecuaciones no lineales, y el uso de un rango de ángulo de retroproyección grande dará lugar a la ineficacia del algoritmo de reconstrucción, y se debería evitar utilizar tales algoritmos. Por lo tanto, algunos de los algoritmos de reconstrucción anteriores tienen etapas que influyen en la eficiencia de los algoritmos, y son también utilizados principalmente en el caso de que ciertos datos de proyección estén completos o sean redundantes.

50 En conclusión, el problema de que los datos se pierdan en una condición de un paso grande no ha sido considerado actualmente en la técnica referida, y de este modo la técnica referida no puede ser aplicada directamente a un sistema de CT con paso grande.

Compendio

55 A la vista del uno o más problemas de la técnica referida, se propone un sistema de CT de espiral y un método de reconstrucción del mismo, que puede satisfacer los requisitos para la reconstrucción de imágenes en una condición

de un paso grande.

En un aspecto la presente invención, se propone un método de reconstrucción de un sistema de Tomografía Computada (CT) de espiral de rayo de cono de acuerdo con la reivindicación independiente 1. Comprendiendo el método las etapas de: calcular un número mínimo de filas de detectores requerido para cubrir una ventana Tam de acuerdo con un paso del sistema de CT de espiral de rayo de cono y una separación de filas de múltiples filas de detectores; compensar los datos de proyección perdidos ponderando los datos de proyección complementarios en un caso en el que el número de filas de detectores del sistema de CT de espiral del rayo de cono sea menor que el número de filas mínimo de detectores: rebinear los datos del rayo de cono en datos de rayo paralelos de cono; implementar el coseno del ángulo de cono ponderando los datos paralelos de cono rebineados, y después implementar el filtrado en una dimensión sobre los datos a lo largo de una dirección de fila de deflectores virtuales definidos cuando los datos de proyección son rebineados como los datos de rayos paralelos; e implementar la retroproyección de rayo paralelo de cono sin ponderar sobre los datos filtrados, para obtener imágenes reconstruidas.

En otro aspecto de la presente invención, se propone un sistema de tomografía computada (CT) de espiral de rayo de cono de acuerdo con la reivindicación independiente 2. Comprendiendo el sistema: medios para calcular un número mínimo de filas de detectores requerido para cubrir una ventana Tam de acuerdo con un paso de un sistema CT de espiral de rayo de cono y una separación de filas de múltiples filas de detectores; medios para compensar los datos de proyección perdidos ponderando los datos de proyección complementarios en el caso de que el número de filas de detectores del sistema de CT de espiral de rayo de cono sea menor que el número mínimo de filas de detectores; medios para rebinear los datos de proyección complementados como datos de rayos paralelos con un ángulo de cono; medios para implementar el coseno de ángulo de cono ponderando sobre los datos paralelos de cono rebineados, y después implementar el filtrado en una dimensión sobre los datos a lo largo de una dirección de fila de detectores virtuales definidos cuando los datos de proyección son rebineados como los datos de rayos paralelos; y medios para implementar retroproyección de rayo paralelo de cono sin ponderar sobre los datos filtrados, para obtener imágenes reconstruidas.

En algunas realizaciones, con las soluciones anteriores, la velocidad de la cinta puede ser incrementada en más de una vez en el caso en el que el área existente de los electores y la velocidad existente del anillo de deslizamiento no cambien, mejorando con ello la velocidad de paso del equipaje y manteniendo la calidad de las imágenes reconstruidas inalterada.

30 **Breve descripción de los dibujos**

Para un mejor entendimiento la presente invención, las realizaciones de la presente invención se describirán con detalle de acuerdo con los dibujos adjuntos.

La Fig. 1 ilustra un diagrama del escaneo de órbita en espiral en un sistema de CT de acuerdo con una realización de la presente invención, en donde un área gris en los detectores representa una ventana Tam;

35 La Fig. 2 ilustra la definición de un par de rayos conjugados en un escaneo de rayo de abanico de acuerdo con una realización de la presente invención;

La Fig. 3 es un diagrama estructural de un dispositivo de CT de acuerdo con una realización de la presente invención;

La Fig. 4 ilustra un diagrama de bloques estructural de un procesador de datos de ordenador ilustrado en la Fig. 3;

40 La Fig. 5 ilustra un diagrama de bloques estructural de un controlador de acuerdo con una realización de la presente invención;

La Fig. 6 ilustra un diagrama de flujo de un método de reconstrucción de acuerdo con una realización de la presente invención;

45 La Fig. 7 ilustra un diagrama de interpolación de proyección conjugada en un escaneo de órbita en espiral de acuerdo con una realización de la presente invención;

La Fig. 8 ilustra un diagrama de rayos paralelos rebineados con un ángulo de cono y detectores virtuales;

La Fig. 9 ilustra un resultado reconstruido cuando el paso es de 3,9 cm de acuerdo con una realización específica de la presente invención; y

50 La Fig. 10 ilustra un resultado reconstruido cuando el paso es de 6 cm de acuerdo con una realización específica de la presente invención.

Descripción detallada

Las realizaciones específicas de la presente invención se describirán con detalle a continuación. Se ha de observar

que las realizaciones en la presente memoria son utilizadas sólo con fines ilustrativos, sin limitar la presente invención. En la siguiente descripción, se explica un número de detalles específicos para proporcionar un mejor entendimiento de la presente invención. Sin embargo, resultará evidente para los expertos en la técnica que la presente invención puede ser implementada sin estos detalles específicos. En otros casos, circuitos, materiales o métodos bien conocidos no se describen específicamente para no oscurecer la presente descripción.

En toda la memoria, la referencia a "una realización", "un ejemplo" significa que las características, estructuras o propiedades específicas descritas en combinación con la realización o el ejemplo están incluidas en al menos una realización de la presente invención. Por lo tanto, la frase "en una realización", "en un ejemplo" que se producen en distintas partes de la memoria pueden referirse no necesariamente a la misma realización o ejemplo. Además, las características, estructuras o propiedades específicas pueden ser combinadas en una o más realizaciones o ejemplos en cualquier combinación y/o subcombinación apropiadas. Además, los expertos en la técnica han de entender que el término "y/o" utilizado en la presente memoria significa cualesquiera y todas las combinaciones de uno o más de los elementos enumerados.

Con respecto al caso en el que los requisitos para la reconstrucción en una condición de un paso grande no puede ser cumplidos en la técnica referida, especialmente cuando el factor de paso es mayor que 1,5, se propone en las realizaciones de la presente invención que la pérdida de datos debida a un paso grande sea compensada ponderando los datos de proyección complementarios de los datos de proyección obtenidos utilizando el sistema de CT de espiral. Después de que los datos hayan sido complementados, los datos del rayo de cono son rebineados a datos de rayo paralelo de cono, la ponderación del coseno de ángulo de cono y un filtrado en una dimensión son implementados en los datos paralelos de cono rebineados, y una retroproyección del rayo paralelo es finalmente implementada en los datos filtrados, para obtener las imágenes reconstruidas. En algunas realizaciones, con el método anterior, la velocidad de la cinta puede ser incrementada en más de una vez en el caso en el que el área existente de los detectores y la velocidad existente del anillo de deslizamiento no cambien, mejorando con ello la velocidad de paso del equipaje y manteniendo la calidad de las imágenes reconstruidas inalterada.

La Fig. 1 ilustra un diagrama de escaneo de órbita espiral en un sistema de CT de acuerdo con una realización de la presente invención. Como se muestra en la Fig. 1, un radio rotacional de una fuente de rayos X 110 está definido como R , una distancia que una cinta se desplaza cuando el anillo de deslizamiento gira en un círculo (referido como un paso) está definida como h , un ángulo de campo de un rayo de abanico de detectores equiangulares cilíndricos 120 está definido como $2\alpha_m$, y una distancia desde la fuente de rayos X 110 a los detectores 120 está definida como D . Un número de filas de los detectores es N_{row} , y una separación de filas es S_{row} . El factor de paso está definido como:

$$p = \frac{Dh}{RN_{row}S_{row}} \quad (1)$$

La rotación circular del anillo de deslizamiento y la traslación de la cinta forman una órbita en espiral debido a un movimiento relativo. En un sistema de coordenadas del objeto escaneado, una trayectoria de movimiento de la fuente de rayos X puede ser expresada como:

$$\mathbf{r} = \begin{pmatrix} R \cos \lambda \\ R \sin \lambda \\ h \frac{\lambda}{2\pi} \end{pmatrix} \quad (2)$$

En el caso de una órbita de escaneo en espiral, los datos de proyección requeridos para la reconstrucción precisa son los datos de proyección cubiertos por la proyección de dos segmentos de la línea de espiral que están más cerca entre sí en los detectores, es decir, la ventana de Tam-Danielsson (ventana Tam para abreviar, en lo que sigue) 121, como se muestra la Fig. 1. Con ello, un número mínimo de filas de detectores requerido para cubrir la ventana Tam en el caso de que los parámetros tales como la separación de fila S_{row} y el paso h o similares estén definidos, puede ser calculado como:

$$N_{row}^{Tam} = \frac{hD(\pi/2 + \alpha_m)}{\pi R S_{row} \cos \alpha_m} \quad (3)$$

De acuerdo con la ecuación (3), un paso máximo y un factor de paso máximo permitido por un sistema de CT en el que el número de filas de detectores, la separación de filas y el ángulo de abanico están fijados puede ser obtenido

inversamente como:

$$h_{\max} = \frac{\pi R N_{\text{row}} S_{\text{row}} \cos \alpha_m}{D(\pi/2 + \alpha_m)}$$

$$p_{\max} = \frac{\pi \cos \alpha_m}{\pi/2 + \alpha_m}$$

(4)

Por ejemplo, cuando el ángulo de abanico es $2\alpha_m = \pi/3$, el factor de paso máximo es 1,3.

La Fig. 2 ilustra la definición de un par de rayos conjugados en el escaneo de rayo de abanico de acuerdo con una realización de la presente invención. Como se muestra en la Fig. 2, un radio rotacional de una fuente de rayos X 210 está definido como R , una distancia que una cinta se desplaza cuando el anillo de deslizamiento gira en un círculo (referido como un paso) está definida como h , un ángulo de campo de un rayo de abanico de detectores equiangulares cilíndricos 220 está definido como $2\alpha_m$, y una distancia desde la fuente de rayos X 210 hasta los detectores 220 está definida como D . En un caso de escaneo de rayo de abanico de dos dimensiones, los rayos en la misma línea recta están referidos como un par de rayos conjugados $L-L'$, es decir, un rayo desde la fuente de rayos 210 hasta una ubicación $210'$ y un rayo desde la ubicación $210'$ hasta la ubicación 210 cuando la fuente de rayos está situada en la ubicación $210'$, como se muestra en la Fig. 2. En el caso de un escaneo de espiral de rayo de cono, no hay un par apropiado de rayos conjugados; sin embargo, las proyecciones complementarias en una relación similar se pueden definir como:

$$P(\lambda, \alpha, s) \leftrightarrow P(\lambda \pm \pi - 2\alpha, -\alpha, s)$$

(5)

De este modo, durante la retroproyección, el algoritmo de reconstrucción de espiral puede implementar ponderación redundante o compensar los datos perdidos utilizando los datos de proyección complementarios.

La Fig. 3 es un diagrama estructural de un dispositivo de CT de acuerdo con una realización de la presente invención. Como se muestra en la Fig. 3, el dispositivo CT de acuerdo con la presente realización comprende una plataforma 20, un miembro de apoyo 40, un controlador 50, un procesador de datos de ordenador 60 o similar. La plataforma 20 comprende una fuente de rayos 10 para emitir un rayo X para la inspección, por ejemplo, una máquina de rayos X, y un aparato de detección y recogida 30. El miembro de apoyo 40 soporta el equipaje inspeccionado 70 para pasar a través de un área escaneada entre la fuente de rayos 10 y el aparato de detección y recogida 30 de la plataforma 20, mientras que la plataforma 20 gira alrededor de la dirección hacia delante del equipaje inspeccionado 70. De esta manera, el rayo de cono emitido desde la fuente de rayos 10 se puede transmitir a través del equipaje inspeccionado 70 para implementar el escaneo de CT en el equipaje inspeccionado 70.

El aparato de detección y recogida 30 consta, por ejemplo de detectores y recolectores de datos en una estructura modular integrada, tal como múltiples filas de detectores, para detectar los datos transmitidos a través de los materiales inspeccionados para obtener una señal analógica, y convertir la señal analógica en una señal digital, de manera que producen los datos de proyección del equipaje inspeccionado 70 con respecto a los rayos X. El controlador 50 está configurado para controlar las distintas partes de todo el sistema para que funcionen de forma sincronizada. El procesador de datos de ordenador 60 está configurado para procesar los datos recogidos por el recogedor de datos, procesar y reconstruir los datos, y producir un resultado.

Como se muestra en la Fig. 3, la fuente de rayos 10 puede estar situada en un lado de un objeto inspeccionado, y el aparato de detección y recogida 30 está situado en el otro lado del equipaje inspeccionado 70, incluyendo los detectores y los recogedores de datos, para obtener datos de transmisión y/o datos de proyección de múltiples ángulos del equipaje inspeccionado 70. El recogedor de datos comprende un circuito de ampliación y conformación de datos, que puede funcionar de una manera de integración (corriente) o de una manera de pulsos (contaje). Un cable de salida de datos del aparato de detección y recogida 30 está conectado al controlador 50 y al procesador de datos del ordenador 60, para almacenar los datos recogidos en el procesador de datos de ordenador 60 de acuerdo con un comando de desencadenamiento.

La Fig. 4 ilustra un diagrama de bloques estructural de un procesador de datos de ordenador 60 ilustrado en la Fig. 3. Como se muestra en la Fig. 4, los datos recogidos por el recogedor de datos son almacenados en una memoria 61 a través de una unidad de interfaz 68 y un bus 64. Una memoria de solo lectura (ROM) 62 tiene información de configuración y programas del procesador de datos de ordenador almacenados en la misma. Una Memoria de Acceso Aleatorio (RAM) 63 está configurada para almacenar temporalmente distintos datos en el proceso de funcionamiento de un procesador 66. Además, la memoria 61 también tiene programas de ordenador para procesar los datos almacenados en la misma. Un bus interno 64 está configurado para conectar la memoria 61, la ROM 62, la RAM 63, el aparato de entrada 65, el procesador 66, el aparato de presentación 67 y la unidad de interfaz 68 como se ha descrito anteriormente.

Después de que el usuario introduzca un comando de funcionamiento a través de un aparato de entrada 65 tal como un teclado, un ratón o similar, los códigos de instrucción del programa de ordenador ordenan al procesador 66 ejecutar un algoritmo de reconstrucción de datos predeterminado, y después de obtener un resultado de procesamiento de datos, presentar el resultado en un aparato de presentación 67 tal como una presentación de Pantalla de Cristal Líquido (LCD) o similar, o directamente producir el resultado del procesamiento en forma de una copia dura, tal como una impresión.

La Fig. 5 ilustra un diagrama de bloques estructural de un controlador de acuerdo con una realización de la presente invención. Como se muestra en la Fig. 5, el controlador 50 comprende una unidad controladora 51 configurada para controlar la fuente de rayos 10, el miembro de apoyo 40 y el aparato de detección y recogida 30 de acuerdo con una instrucción procedente del ordenador 60; una unidad de generación de señal de desencadenamiento 52 configurada para generar un comando de desencadenamiento para desencadenar acciones de la fuente de rayos 10, el aparato de detección y recogida 30 y el miembro de apoyo 40 bajo el control de la unidad de control; un primer dispositivo de accionamiento 53 configurado para accionar el miembro de apoyo 40 para transferir el equipaje inspeccionado 70 de acuerdo con el comando de desencadenamiento generado por la unidad de generación de señal de desencadenamiento 52 bajo el control de la unidad de control 51; y un segundo dispositivo de accionamiento 54 configurado para accionar la plataforma 20 para que gire de acuerdo con el comando de desencadenamiento generado por la unidad de generación de señal de desencadenamiento 52 bajo el control de la unidad de control 51. Los datos de proyección obtenidos por el aparato de detección y recogida 30 son almacenados en el ordenador 60 para la reconstrucción de las imágenes tomográficas de CT, para obtener datos de las imágenes tomográficas del equipaje inspeccionado 70. De acuerdo con otras realizaciones, el sistema de generación de imágenes CT también puede ser un sistema CT de energía dual, esto es, la fuente de rayos X 10 de la plataforma 20 puede emitir dos rayos, es decir, un radio de elevada energía y un rayo de baja energía, y después el aparato de detección de recogida 30 detecta los datos de proyección en diferentes niveles de energía, el procesador de datos de ordenador 60 implementa la reconstrucción de CT de energía dual, para obtener números atómicos equivalentes y datos de densidad de electrón equivalentes de distintas imágenes tomográficas del equipaje inspeccionado 70.

La Fig. 6 ilustra un diagrama de flujo de un método de reconstrucción de acuerdo con una realización de la presente invención. Como se muestra la Fig. 6, en la etapa S61, un número mínimo de filas de detectores requerido para cubrir la ventana Tam se calcula de acuerdo con el paso del sistema CT de espiral de rayo de cono y la separación de filas de múltiples filas de detectores. Por ejemplo, un número mínimo de filas de detectores N_{row}^{Tam} requerido para cubrir la ventana Tam de acuerdo con los parámetros tales como el paso, la separación de filas o similares.

En la etapa S62, en el caso en el que el número de filas de detectores del sistema CT de espiral de rayo de cono sea menor que el número mínimo de filas de detectores, los datos de proyección perdidos son compensados ponderando los datos de proyección complementarios. Por ejemplo, si el número de filas real de detectores es menor que N_{row}^{Tam} , los datos perdidos son compensados utilizando proyección complementaria. Como se muestra en la Fig. 7, hay dos condiciones como sigue:

1) cuando $s > s_{max}$,

$$P(\lambda, \alpha, s) = (1 - w_1) \cdot P(\lambda, \alpha, s_{max}) + w_1 \cdot P(\lambda + \pi - 2\alpha, -\alpha, s_{min})$$

$$w_1 = \frac{AB}{AC} = \frac{s - s_{max}}{\frac{hD(\pi - 2\alpha)}{2\pi R \cos \alpha} - (s_{max} - s_{min})}$$
(6)

2) de manera similar, cuando $s < s_{min}$,

$$P(\lambda, \alpha, s) = (1 - w_2) \cdot P(\lambda, \alpha, s_{min}) + w_2 \cdot P(\lambda - \pi - 2\alpha, -\alpha, s_{max})$$

$$w_2 = \frac{s_{min} - s}{\frac{hD(\pi + 2\alpha)}{2\pi R \cos \alpha} - (s_{max} - s_{min})}$$
(7)

en donde, s representa una coordenada direccional (ángulo de cono) de fila de los detectores, α representa una coordenada direccional (ángulo de abanico) de columna de los detectores, λ representa un ángulo de proyección,

s_{\min} representa un valor de coordenada direccional (ángulo de cono) de fila mínimo de los detectores, s_{\max} representa un valor de coordenadas direccional (ángulo de cono) de fila máximo de los deflectores, R representa un radio rotacional de una fuente de rayos X, h representa una distancia que una cinta se desplaza cuando el anillo de deslizamiento un gira en un círculo, es decir, un paso, y D representa una distancia desde la fuente de rayos X a los detectores cilíndricos.

En la etapa S63, los datos de rayo de cono complementados $P(\lambda, \alpha, s)$ son rebineados en datos de rayo paralelo de cono, por ejemplo datos de rayos paralelos con un ángulo de cono $P^p(\lambda, t, s)$. Los detectores virtuales rebineados están definidos en una región rectangular a través del centro de rotación y paralela al eje z, que tiene una anchura igual a un diámetro $2R\sin\alpha_m$ del campo cubierto por el ángulo de abanico de los detectores cilíndricos reales, como se muestra la Fig. 8.

En la etapa S64, la ponderación del coseno del ángulo de cono es primeramente implementada en los datos rebineados, y después es implementado el filtrado en una dimensión sobre los datos, en donde la dirección de filtrado es a lo largo de la dirección de fila de los detectores virtuales. Dado que el proceso de filtrado es una forma de desplazamiento invariable en una dimensión, el filtrado puede ser implementado utilizando una transformación rápida de Fourier. La cuestión de convolución R-L en el filtrado de rayo paralelo y el algoritmo de retroproyección es seleccionada como la cuestión del filtro:

$$P^f(\lambda, t, s) = (P^p(\lambda, t, s) \cos \gamma) * g(t) \quad (8)$$

En la etapa S65, es implementada la retroproyección de rayo paralelo de cono sin ponderación, para obtener imágenes reconstruidas:

$$f(x, y, z) = \int_{2\pi z/h - \pi/2}^{2\pi z/h + \pi/2} P^f(\lambda, t, s) d\lambda \quad (9)$$

Con el método de acuerdo con la presente realización, la velocidad de la cinta puede ser incrementada en más de una vez en el caso que en el que el área existente de los detectores y la velocidad de existente del anillo de deslizamiento no cambien, proporcionando con ello la velocidad de paso del equipaje y manteniendo la calidad de las imágenes reconstruidas inalterada. Por otra parte, con el método de acuerdo con la presente invención, el diseño del sistema de CT existente puede ser modificado en una ocasión de utilización particular para reducir de forma adecuada el número de filas de detectores, reduciendo con ello el coste del sistema.

Por ejemplo, la fuente de rayos X tiene un radio rotacional de 50 cm, la distancia desde la fuente a los detectores es de 80 cm, los detectores tienen un ángulo de abanico de 60° , el número de filas de detectores es 32, y la separación de filas es de 1,5 mm. Si se necesitan cumplir los requisitos para la recogida de los datos de proyección completos, el factor de paso máximo es 1,3, y el correspondiente paso máximo es 3,9 cm. Con el método de acuerdo con la presente invención, el máximo paso puede ser incrementado hasta 6 cm, y el factor de paso es 2.

La Fig. 9 ilustra un resultado reconstruido cuando el paso es de 3,9 cm de acuerdo con una realización específica de la presente invención. La Fig. 10 ilustra un resultado reconstruido cuando el paso es de 6 cm, de acuerdo con una realización específica de la presente invención. Se puede observar a partir de las figuras que la calidad de las imágenes reconstruidas se mantiene a la vez que se mejora la velocidad de escaneo.

De acuerdo con algunas realizaciones, la velocidad de la cinta se puede mejorar más en la condición de hardware existente tales como detectores, anillo de deslizamiento o similares, para mejorar la velocidad de paso, que puede ser aplicada en el campo de la inspección de seguridad tal como expresión de explosivos, inspección de drogas o similares. Además, el método propuesto de compensación de los datos perdidos utilizando proyección complementaria es aplicable a una condición en la que los datos de proyección están incompletos, y todavía puede asegurar la calidad de las imágenes reconstruidas cuando el factor de paso es mayor que 1,5. Al mismo tiempo, el algoritmo de reconstrucción propuesto en la realización es una forma de filtrado de desplazamiento invariable, utiliza retroproyección de rayo paralelo sin un factor de ponderación de distancia, utiliza un rango de ángulo de retroproyección mínimo que es de 180 grados, y no necesita resolver un grupo de ecuaciones no lineales. De este modo, el método tiene una complejidad inferior con relación a la técnica referida, y puede satisfacer los requisitos de la inspección de seguridad para un rendimiento en tiempo real.

La descripción detallada anterior ha expuesto diversas realizaciones del método de reconstrucción y del sistema de CT de espiral por medio del uso de diagramas, diagramas de flujo, y/o ejemplos. En el caso de que tales diagramas, diagramas de flujo, y/o ejemplos contengan una o más funciones y/u operaciones, los expertos en la técnica entenderán que cada función y/u operación dentro de tales diagramas, diagramas de flujo o ejemplos puede ser implementada, de forma individual y/o colectiva, por un rango amplio estructuras, hardware, software, firmware, o virtualmente cualquier combinación de los mismos. En una realización, varias partes de la materia objeto descritas en las realizaciones de la presente invención pueden ser implementadas por medio de Circuitos Integrados de Aplicación Específica (ASICs), Matrices de Puerta Programables por Campo (FPGAs), Procesadores de Señal Digital (DSPs), u otros formatos integrados. Sin embargo, los expertos en la técnica reconocerán que algunos

5 aspectos de la realizaciones descritas en la presente memoria, en su totalidad o en parte, pueden ser implementados de forma equivalente en los circuitos integrados, como uno o más programas de ordenador que se ejecutan en uno o más ordenadores (por ejemplo, como uno o más programas que se ejecutan en uno o más sistemas de ordenador), como uno o más programas que se ejecutan en uno o más procesadores (por ejemplo, como uno o más programas que se ejecutan en uno o más microprocesadores), como firmware, o virtualmente como cualquier combinación de los mismos, y que diseñan el circuito y/o la escritura del código para el software y/o firmware deberían estar dentro de las habilidades de los expertos en la técnica de rayos de esta invención. Además, los expertos en la técnica apreciarán que los mecanismos de la materia objeto descritos en la presente memoria son capaces de ser distribuidos como un producto de programa en una variedad de formas, y que una realización ilustrativa de la materia objeto descrita en la presente memoria se aplica independientemente del tipo particular de medio de soporte de señal utilizado para realmente llevar a cabo en la distribución. Ejemplos de un medio de soporte de señal incluyen, pero no se limitan a, los siguientes: un medio de tipo regrabable, tal como un disco blando, un disco duro, un Disco Compacto (CD), un Disco Versátil Digital (DVD), una cinta digital, una memoria de ordenador, etc.; y un medio de tipo de transmisión tal como un medio de comunicación digital y/o analógico (por ejemplo, un cable de fibra óptica, una guía de ondas, un enlace de comunicaciones con cable, un enlace de comunicaciones inalámbrico, etc.).

10 Aunque la presente invención ha sido descrita con referencia a varias realizaciones típicas, es evidente para los expertos en la técnica que los términos son utilizados con el fin de ilustrar y explicar y no con un sentido limitante. La presente invención puede ser llevada a la práctica de diversas formas sin que éstas se salgan del campo de la presente invención. Se ha de entender que las realizaciones no están limitadas a ninguno de los detalles anteriores, y deben ser interpretadas ampliamente dentro del alcance definido por las siguientes reivindicaciones. Por lo tanto, todas las modificaciones y alternativas que caen dentro del alcance de las reivindicaciones están incluidas en las reivindicaciones adjuntas.

25

REIVINDICACIONES

1. Un método de reconstrucción de un sistema de Tomografía Computada (CT) de espiral de rayo de cono, que comprende las etapas de:

5 calcular un número de filas mínimo de deflectores (120) requerido para cubrir una ventana Tam de acuerdo con un paso del sistema de CT de espiral de rayo de cono y una separación de filas de múltiples filas de detectores;

10 compensar los datos de proyección perdidos ponderando los datos de proyección complementarios en el caso de que el número de filas de detectores del sistema de CT de espiral de rayo de cono sea menor que el número mínimo de filas de detectores;

15 rebinear los datos de rayo de cono en datos de rayo paralelos de cono;

implementar el coseno del ángulo de cono ponderando los datos paralelos de cono rebineados, y después implementar un filtrado en una dimensión en los datos a lo largo de una dirección de fila de detectores virtuales definidos cuando los datos de proyección son rebineados como los datos de rayos paralelos; e

20 implementar la retroproyección de rayo paralelo de cono sin ponderar los datos filtrados, para obtener imágenes reconstruidas,

en donde la etapa de compensar los datos de proyección perdidos ponderando los datos de proyección complementarios comprende:

25 cuando $s > s_{\max}$,

$$P(\lambda, \alpha, s) = (1 - w_1) \cdot P(\lambda, \alpha, s_{\max}) + w_1 \cdot P(\lambda + \pi - 2\alpha, -\alpha, s_{\min})$$

$$w_1 = \frac{AB}{AC} = \frac{s - s_{\max}}{\frac{hD(\pi - 2\alpha)}{2\pi R \cos \alpha} - (s_{\max} - s_{\min})}$$

cuando $s < s_{\min}$,

$$P(\lambda, \alpha, s) = (1 - w_2) \cdot P(\lambda, \alpha, s_{\min}) + w_2 \cdot P(\lambda - \pi - 2\alpha, -\alpha, s_{\max})$$

$$w_2 = \frac{s_{\min} - s}{\frac{hD(\pi + 2\alpha)}{2\pi R \cos \alpha} - (s_{\max} - s_{\min})}$$

30 en donde, s representa una coordenada direccional (ángulo de cono) de fila de los detectores, α representa una coordenada direccional (ángulo de abanico) de columna de los detectores, λ representa un ángulo de proyección, s_{\min} representa un valor de coordenada direccional (ángulo de cono) de fila mínimo de los detectores, s_{\max} representa un valor de coordenada direccional (ángulo de cono) de fila máximo de los deflectores, R representa un radio rotacional de una fuente de rayos X, h representa una distancia que una cinta se desplaza cuando el anillo de deslizamiento gira en un círculo, es decir, un paso, y D representa una distancia desde la fuente de rayos X a los detectores.

- 40 2. Un sistema de tomografía computada (CT) de espiral de rayo de cono, que comprende:

medios (60) para calcular un número de filas mínimo de detectores (120) requerido para cubrir una ventana Tam de acuerdo con un paso del sistema de CT de espiral de rayo de cono y una separación de filas de múltiples filas de detectores;

45 medios (60) para compensar los datos de proyección perdidos ponderando los datos de proyección complementarios en un caso en el que el número de filas de detectores en el sistema de CT de espiral de rayo de cono es menor que el número de filas mínimo de detectores;

medios (60) para rebinear los datos de proyección complementados como datos de rayo paralelo de cono;

5 medios (60) para implementar el coseno del ángulo de cono ponderando los datos rebineados de rayos paralelos, y después implementar el filtrado en una dimensión sobre los datos a lo largo de una dirección de fila de detectores virtuales definidos cuando los datos de proyección son rebineados como datos de rayos paralelos; y

medios (60) para implementar la retroproyección de rayo paralelo de cono sin ponderar en los datos filtrados, para obtener imágenes reconstruidas,

10 en donde los medios para la compensación de los datos de proyección perdidos mediante la ponderación de datos de proyección complementarios comprenden medios para:

cuando $s > s_{\max}$,

$$P(\lambda, \alpha, s) = (1 - w_1) \cdot P(\lambda, \alpha, s_{\max}) + w_1 \cdot P(\lambda + \pi - 2\alpha, -\alpha, s_{\min})$$

$$w_1 = \frac{AB}{AC} = \frac{s - s_{\max}}{\frac{hD(\pi - 2\alpha)}{2\pi R \cos \alpha} - (s_{\max} - s_{\min})}$$

15 cuando $s < s_{\min}$,

$$P(\lambda, \alpha, s) = (1 - w_2) \cdot P(\lambda, \alpha, s_{\min}) + w_2 \cdot P(\lambda - \pi - 2\alpha, -\alpha, s_{\max})$$

$$w_2 = \frac{s_{\min} - s}{\frac{hD(\pi + 2\alpha)}{2\pi R \cos \alpha} - (s_{\max} - s_{\min})}$$

20 en donde, s representa una coordenada direccional (ángulo de cono) de fila de los detectores, α representa una coordenada direccional (ángulo de abanico) de columna de los detectores, λ representa un ángulo de proyección, s_{\min} representa un valor de coordenada direccional (ángulo de cono) de fila mínimo de los detectores, s_{\max} representa un valor de coordenada direccional (ángulo de cono) de fila máximo de los detectores, R representa un radio rotacional de una fuente de rayos X, h representa una distancia que una cinta se desplaza cuando el anillo de deslizamiento un gira en un círculo, es decir, un paso, y D representa una distancia desde la fuente de rayos X a los detectores.

25

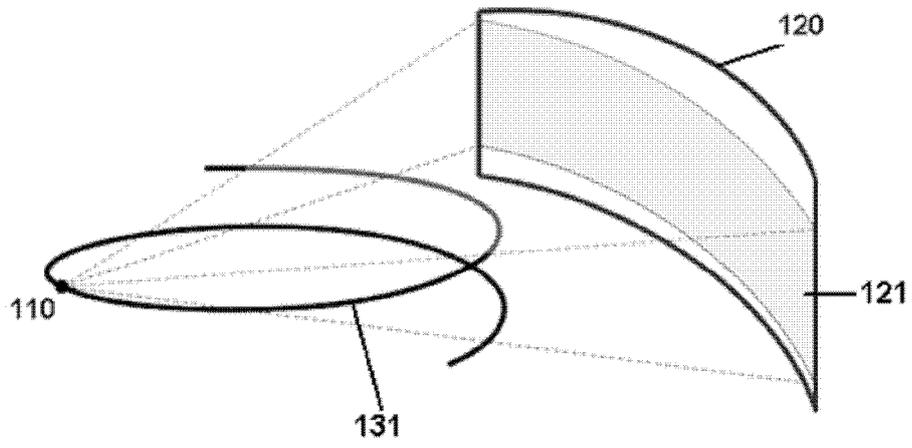


Fig. 1

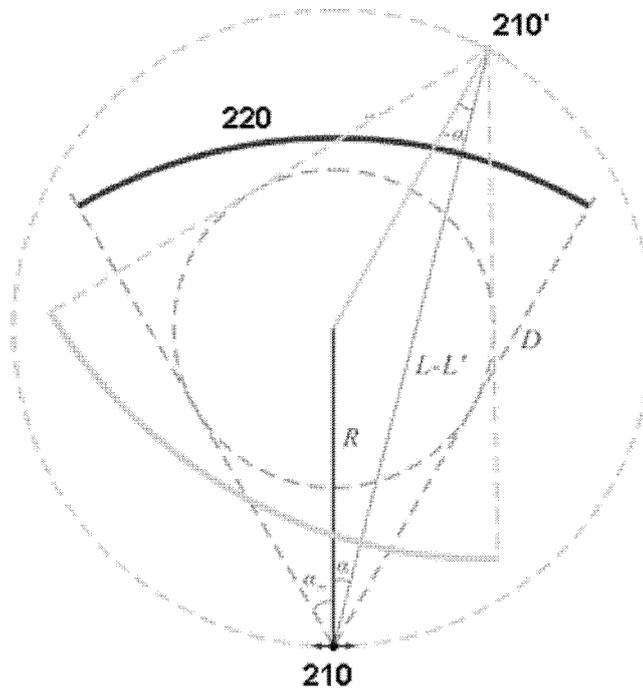


Fig. 2

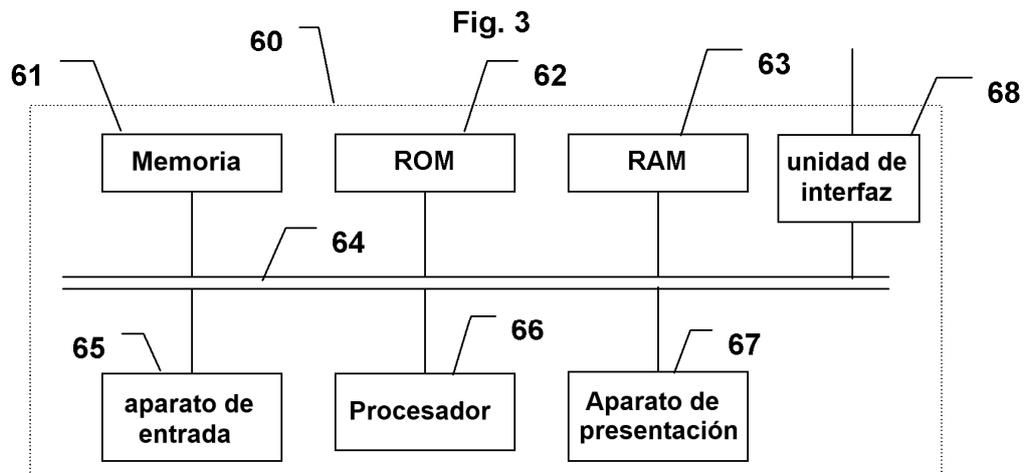
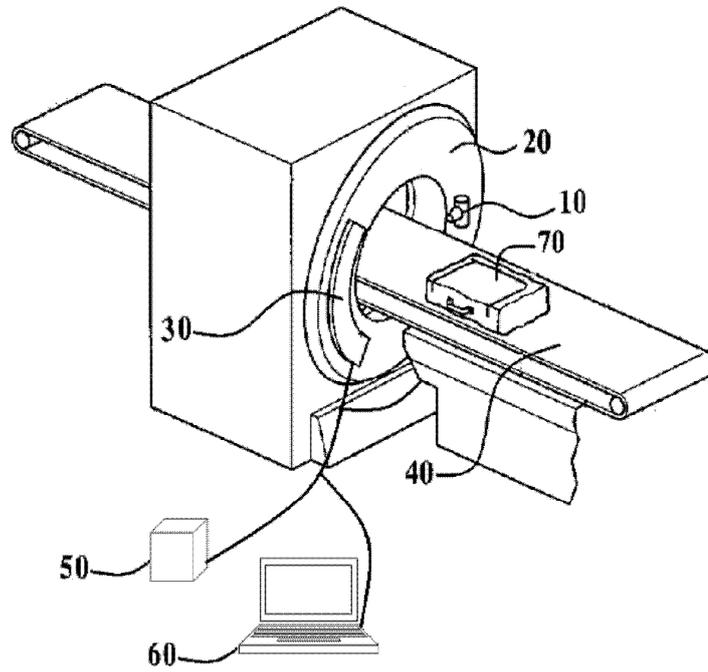


Fig. 4

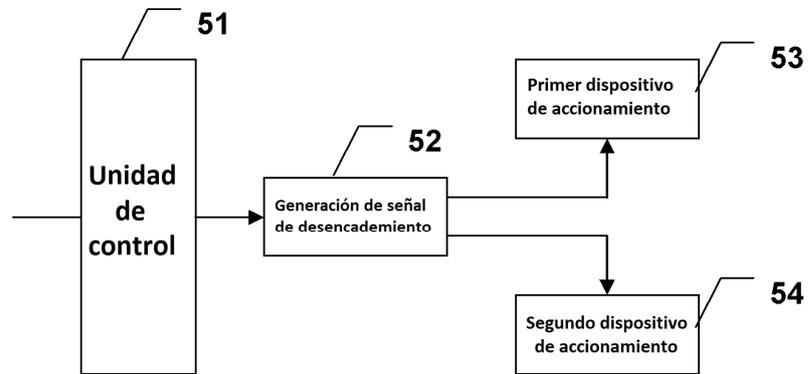


Fig. 5

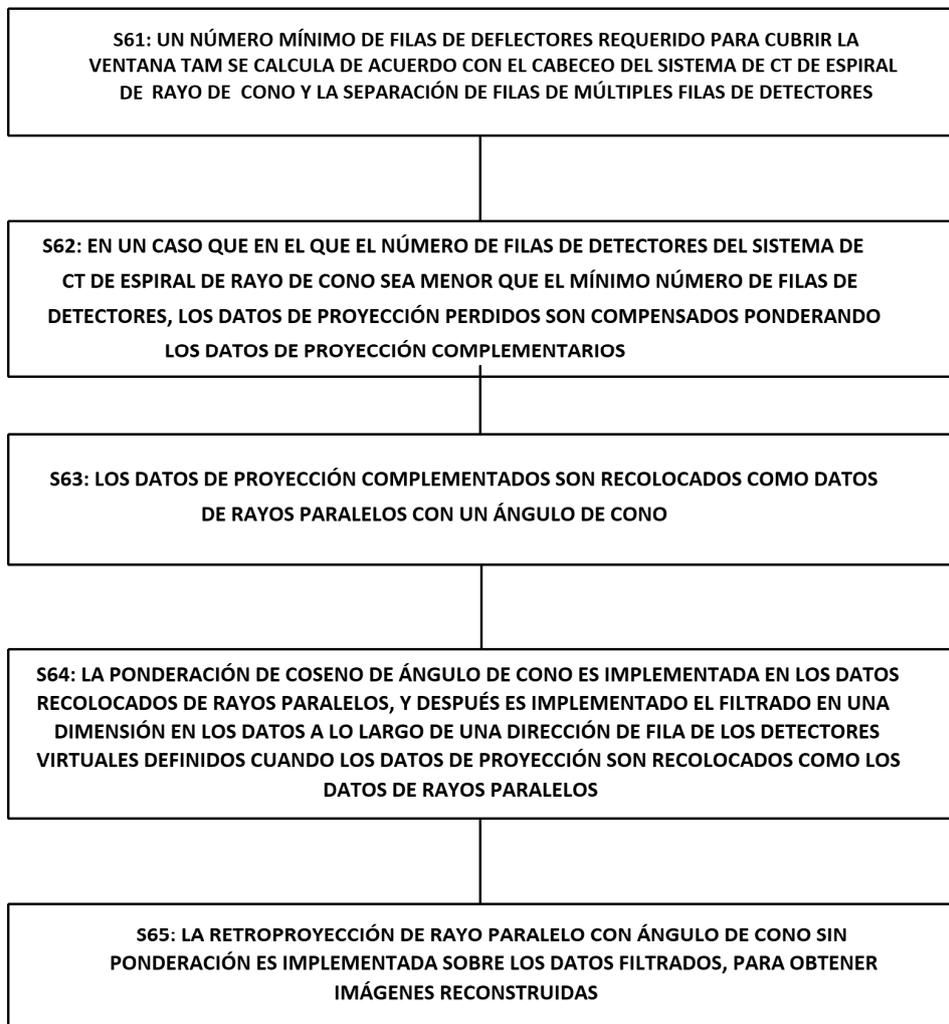


Fig.6

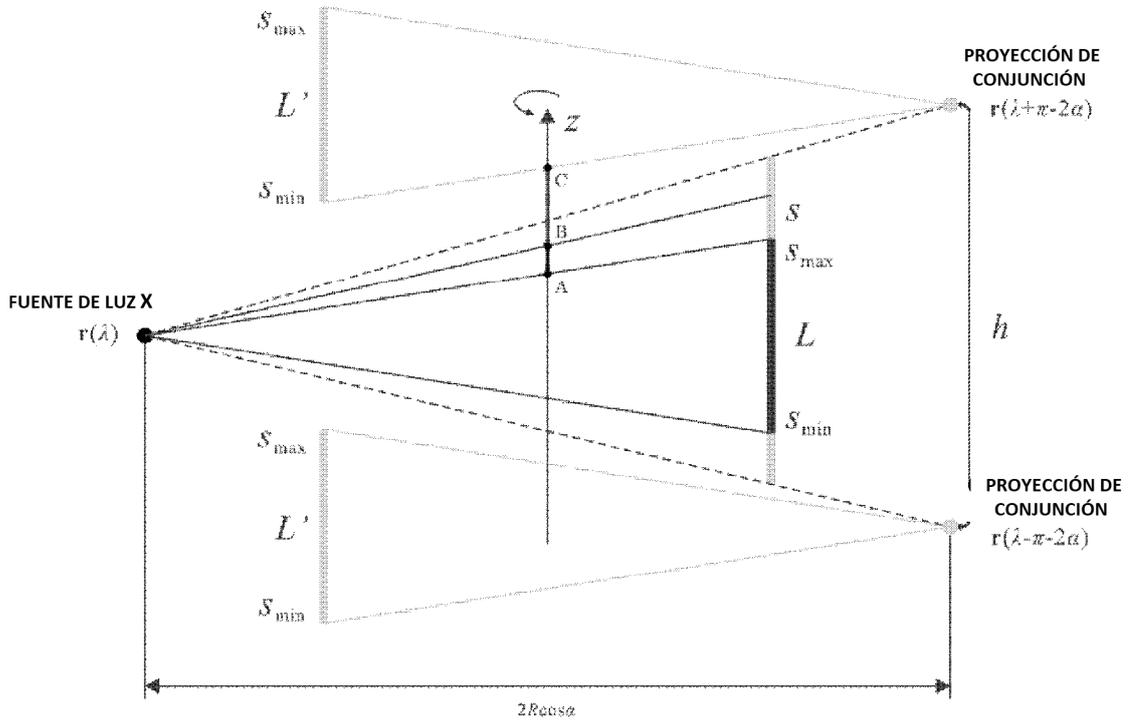


Fig. 7

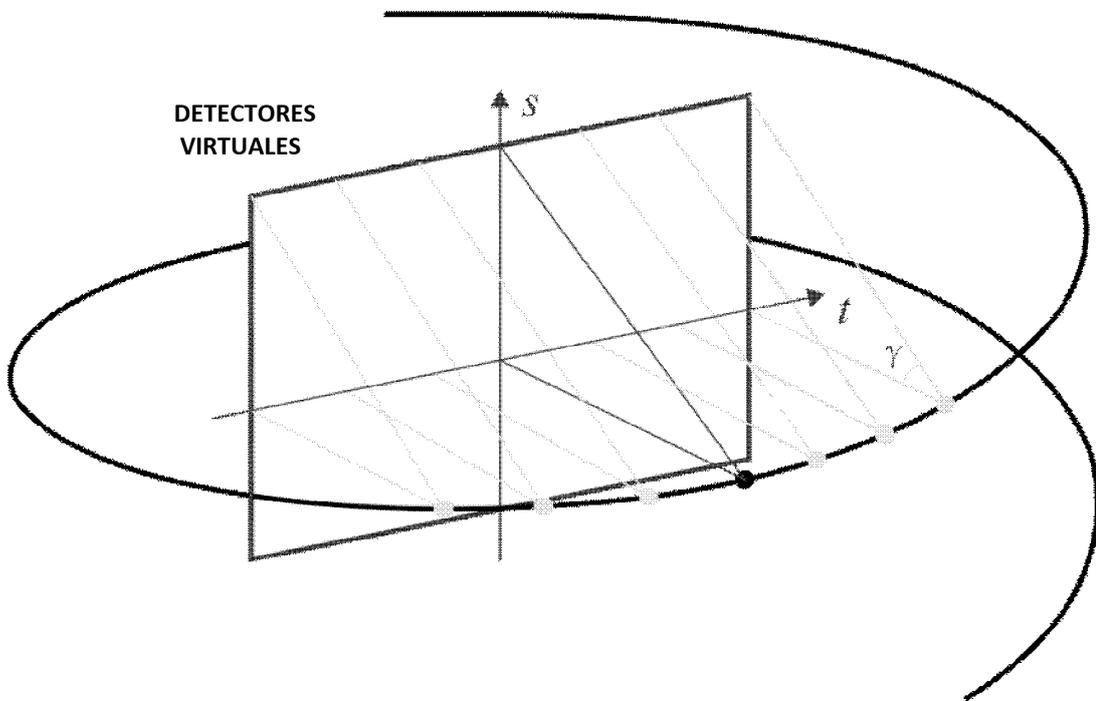


Fig. 8

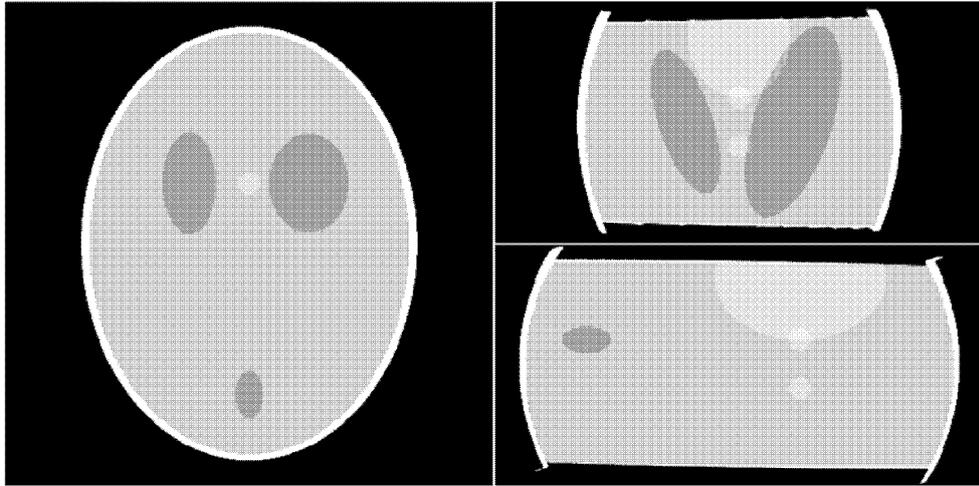


Fig. 9

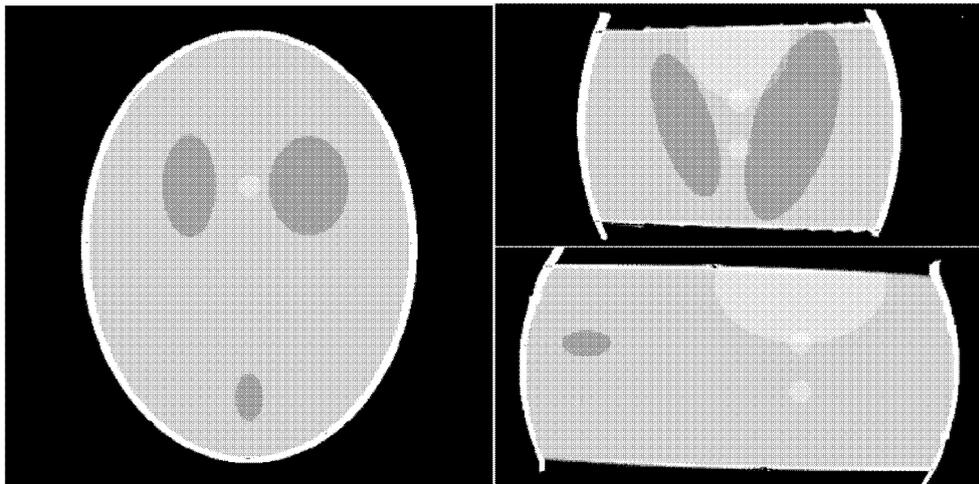


Fig. 10