

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **3 023 807**

51 Int. Cl.:

<b>A61B 6/40</b>	(2014.01)
<b>A61B 6/42</b>	(2014.01)
<b>A61B 6/10</b>	(2006.01)
<b>A61B 6/02</b>	(2006.01)
<b>A61B 6/06</b>	(2006.01)
<b>A61B 6/00</b>	(2014.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **25.01.2016 PCT/IB2016/000119**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **03.08.2017 WO17130013**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **25.01.2016 E 16711339 (8)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **02.04.2025 EP 3407792**

54 Título: **Sistema de obtención de imágenes médicas que tiene una serie de generadores de rayos X distribuidos**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**03.06.2025**

73 Titular/es:  
**ADAPTIX LTD (100.00%)  
Begbroke Science Park, Centre for Innovation  
and Enterprise (CIE), Woodstock Road, Begbroke  
Oxfordshire OX5 1PF, GB**

72 Inventor/es:  
**TRAVISH, GIL;  
BETTERIDGE, PAUL;  
EVANS, MARK;  
HOLDEN, MARTIN;  
MUGHAL, ABDUL, SAMI y  
SCHMIEDEHAUSEN, KRISTIN**

74 Agente/Representante:  
**SÁNCHEZ SILVA, Jesús Eladio**

ES 3 023 807 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**

Sistema de obtención de imágenes médicas que tiene una serie de generadores de rayos X distribuidos

5 Antecedentes

Un sistema de obtención de imágenes de rayos X puede consistir conceptualmente en:

- 10
1. Una fuente usada para generar rayos X;
  2. Un medio para sujetar, mover y alinear la fuente;
  3. Un objeto se representa por imágenes (es decir, el paciente);
  4. Un detector para detectar el flujo transmitido de rayos X;
  5. Un medio para leer y analizar las señales del detector; y,
  6. Un medio para mostrar y manipular los datos de imagen resultantes.
- 15

Las implementaciones existentes de tal sistema, como se enseña en la literatura pasada, tienen varias deficiencias, que incluyen:

- 20
1. No pueden proporcionar información 3D o requieren puentes grúa de movimiento mecánico para obtener las imágenes necesarias;
  2. Son fijos y ocupan un gran espacio o, cuando son móviles, pesan más de 100 kg;
  3. Altos costos de capital para el usuario final (por ejemplo, hospital) y esto a menudo limita la disponibilidad, especialmente para sistemas 3D tales como TC; y/o
  4. Les falta la capacidad de controlar selectivamente la exposición a la radiación requerida para adquirir datos de diferentes regiones del objeto que se representa por imágenes.
- 25

Necesidad de atención médica

30 La radiografía 2D plana es la modalidad de imagen diagnóstica primaria en todo el mundo, con más de 26 millones de exámenes por año en el Reino Unido solo (excluyendo la imagen dental) y más de 300 millones de exámenes en los Estados Unidos. Los pacientes con hallazgos no concluyentes o sospechosos a menudo son derivados para una evaluación adicional para una Tomografía Computarizada (TC) 3D de alto costo, una tecnología que tiene una carga de radiación relativamente alta (1,5-8,0 mSv frente a 0,1 mSv o menos para rayos X planas) y no está tan ampliamente disponible como los rayos X planas. Además de una mayor exposición a la radiación, esta derivación adicional a menudo aumenta el tiempo hasta el diagnóstico y el tratamiento, así como también los costos.

35

Para el diagnóstico de lesiones donde se encuentran tejidos de densidad radicalmente diferente, puede emplearse la radiología de doble energía para discernir entre estos tejidos. En la radiología plana regular, esto solo es posible mediante la exposición a flujos de energía significativamente diferente y el procesamiento de los datos resultantes mediante la resta/suma del contraste de la imagen para eliminar el tejido blando o denso de la imagen en dependencia del diagnóstico deseado.

40

Problemas de dosis y tamaño

45 La reducción de la dosis es un factor importante en los sistemas de atención médica debido al aumento del uso de imágenes, en particular la TC, y la mayor conciencia de los riesgos de la radiación. Las exploraciones TC dan como resultado una gran dosis de rayos X al paciente (típicamente alrededor de 1,5 mSv para la TC de baja dosis (LDCT) y hasta 8,0 mSv para la TC de dosis completa). A diferencia de la TC (escaneo de 360 grados), la tecnología de imágenes 3D de imágenes de tomosíntesis digital (DT) solo imagen un ángulo parcial de un paciente. Reducir la dosis excesiva es particularmente importante para el cribado, ya que no se conoce que el paciente sufra una enfermedad.

50

Las radiografías de tórax convencionales a menudo muestran una patología o un hallazgo anormal de significado poco claro. El radiólogo que informa sobre radiografías torácicas planas a menudo identifica hallazgos dudosos o equívocos que podrían denominarse lesiones tanto pulmonares como extrapulmonares. En la mayoría de esos casos, los pacientes serán enviados a una exploración TC 3D para una evaluación adicional. Además de los tiempos de espera y los retrasos adicionales en la atención al paciente, una exploración TC induce una exposición a la radiación relativamente alta y es costosa.

55

Las soluciones de rayos X planas 2D móviles disponibles actualmente pesan típicamente alrededor de 200 kg (Philips Practix = 175 kg, Siemens Mobilett = 285 kg), tienen una huella grande y una configuración complicada. El peso de un cabezal de fuente solo exige un brazo mecánico costoso y grande para el posicionamiento y la necesidad de desplazar las camas de hospital y retirar el equipo de soporte de una habitación de paciente para maniobrar el dispositivo en su posición. La distancia de separación larga requerida también limita los tipos de imágenes que pueden realizarse. Los pacientes se interrumpen durante hasta treinta minutos y los técnicos de radiología están ocupados durante hasta una hora mientras transportan y colocan los grandes carros.

60

65

Problemas de origen

5 El tubo de rayos X convencional, un dispositivo de ánodo giratorio o una configuración simple de tubo de Crookes, es el caballo de batalla de los sistemas de imágenes médicas. Si bien se han introducido innumerables refinamientos, el mecanismo básico sigue siendo el mismo. Se utiliza un suministro de alta tensión para crear un arco o descarga. Dentro del arco hay electrones con energías cinéticas en o cerca del potencial aplicado. Cuando estos electrones golpean un objetivo (típicamente el ánodo), se producen rayos X a través de la radiación de frenado ("Radiación de frenado"). Los tubos convencionales pueden ser relativamente ligeros (algunos kg), pero son típicamente frágiles, ya que se fabrican de vidrio. Sin embargo, los suministros de energía son típicamente grandes, costosos y pesados (decenas de kg). La mayor parte de la energía aplicada se convierte en calor desperdiciado, lo que requiere refrigeración y además aumenta el volumen y el peso.

15 Los tubos representan el líder del mercado consolidado con más de 100 años de historia de desarrollo. Estos dispositivos pueden ser frágiles, difíciles de implementar en el campo y costosos. El mantenimiento de los sistemas que emplean tubos de rayos X convencionales puede ser una fracción sustancial del costo de capital inicial por año, y durante la vida útil del dispositivo dominar el costo total del ciclo de vida.

20 Los tubos mini pueden ser pequeños, pero aún dependen de la costosa y voluminosa electrónica de alta tensión necesaria para accionar el sistema. Generalmente parecen tener problemas de gestión térmica y quemaduras. También puede haber problemas en la fabricación de grandes cantidades de tales dispositivos.

Arreglos emisores de campo (FEA)

25 Los investigadores han investigado emisores de electrones de campo en una serie de contextos. En principio, se conoce que tales emisores de campo, o matrices, de estos emisores son capaces de producir rayos X mediante la irradiación de un objetivo de radiación de frenado con electrones. La energía de los electrones, y por lo tanto de los rayos X emitidos, es directamente proporcional a la tensión aplicada. Mantener una tensión suficientemente alta (30-120 kV) a través de un pequeño espacio sin ruptura es muy difícil y ha sido una barrera para la miniaturización.

30 Fuentes radiactivas

35 Las fuentes radiactivas también pueden proporcionar una buena fuente de rayos X. Las fuentes basadas en Co-60 todavía se usan en países en desarrollo para radiografías médicas y dentales. Sin embargo, las preocupaciones sobre la seguridad y la proliferación de materiales nucleares hacen que estos sistemas sean muy inconvenientes. Además, tales fuentes no tienen un interruptor de "apagado" y requieren blindaje para la seguridad, lo que implica que los dispositivos tienden a ser muy pesados (de 10 a 100 kg). Esta no es la dirección de la tecnología de rayos X en el futuro.

40 Las fuentes radiactivas pueden ser simples de operar, pero tienen problemas de seguridad significativos con el manejo, el almacenamiento y la eliminación. Debido a los requisitos de blindaje, el peso también puede ser un problema. Las preocupaciones con la proliferación nuclear significan que, siempre que sea posible, estas fuentes se están reemplazando con fuentes "electrónicas".

45 Nanotubos de carbón

50 Los dispositivos basados en nanotubos de carbón (CNT) permiten una mejora extrema del campo (los tubos son ~nm). Un único emisor no puede suministrar ningún nivel significativo de corriente. Al combinar un gran número de tubos por emisor, puede generarse una corriente modesta. Sin embargo, los dispositivos son frágiles, difíciles de fabricar y aún requieren fuentes de alimentación externas. Los dispositivos resultantes son esencialmente microtubos, pero con "cátodos fríos".

La fuente basada en CNT ofrece, en principio, control de emisor ("nivel de píxel"). Sin embargo, estas fuentes requieren suministros de HV externos y la capacidad de acelerar los electrones emitidos hasta la tensión final.

55 Fuentes triboeléctricas

60 Los fenómenos triboeléctricos se conocen desde hace muchos años. La triboluminiscencia (excitación de deformación o fractura) también se ha reconocido como un fenómeno, y es familiar para cualquiera que haya abierto un empaque pegado o haya masticado un salvavidas de menta de invierno en la oscuridad. La fuente de base triboeléctrica puede ser muy simple en diseño y construcción. Sin embargo, su rendimiento parece tener un alcance de uso limitado y, al estar basados mecánicamente, parecen tener problemas con el desgaste y el mantenimiento del vacío.

Fuentes de rayos X convencionales

- 65 • Los tubos de rayos X son frágiles, generalmente están hechos de vidrio, tienen una vida útil corta y tienen solo una idoneidad limitada para situaciones fuera de un entorno hospitalario tradicional;

- Los suministros de energía necesarios para accionar tubos de rayos X son típicamente grandes, costosos y pesados (decenas de kg);
- El punto único de emisión requiere que la fuente de rayos X esté colocada a una distancia larga y exacta del paciente. Esta distancia de "distancia de separación" es exigida tanto por la seguridad (debido a la exposición de la piel) como por la óptica (debido al ángulo de apertura de la fuente);
- Esta geometría de fuente puntual única exige una gestión térmica compleja y limita el rendimiento del tubo en muchos casos; y,
- El área de emisión no es seleccionable y, por lo tanto, la exposición no puede conformarse para incluir solo el área de interés.

Actualmente están disponibles dos tipos de PSU de rayos X. Integrado y no integrado. Nuestra invención se encuentra en la categoría del tipo integrado. El estado actual de la técnica en nuestra área son las PSU integradas que son grandes en volumen así como pesadas en peso. A menudo requieren refrigeración por agua y pesan alrededor de 100 kg. Esto los hace, y por lo tanto el producto total difícil de mover, difícil de operar, así como también muy dependiente del área de uso. El mantenimiento y la usabilidad del operador también son difíciles debido al tamaño más grande/pesado de tales fuentes de alimentación.

#### Control de emisiones

Los sistemas existentes se basan en un medio eléctrico o electrónico de control de la emisión que usa un sistema de compuertas o cuadrícula o una combinación. La emisión de los emisores mejorados del campo puede apagarse mediante el uso del control de corriente (por ejemplo, interruptores o transistores), o suprimirse mediante el uso de redes de tensión intermedias. Además, en un tubo de rayos X convencional con un emisor termiónico, la desconexión de la emisión implica controlar el pulso de suministro de alta tensión a aproximadamente 100 kV o más con tiempos de aumento de alrededor de 1 milisegundo o menos.

#### Energía dual

Los sistemas de doble energía existentes sufren de uno o más problemas que incluyen el aumento del costo, el aumento de la complejidad del flujo de trabajo, la doble dosis al paciente y la reducción de la calidad de la imagen debido al desenfoque del movimiento entre las exposiciones de energía subsecuentes.

#### Enfoques de reconstrucción

La generación de imágenes a partir de proyecciones implica uno o más de una serie de enfoques que incluyen la unión, la tomografía, la tomosíntesis y otros métodos de reconstrucción. Estos métodos constituyen un campo completo de estudio; aquí simplemente indicamos algunos enfoques relevantes para la reconstrucción de imágenes tridimensionales de fuentes fijas y consideramos algunas diferencias potenciales con los enfoques de análisis de imágenes existentes.

#### Contexto de la obtención de imágenes médicas

Las imágenes de proyección bidimensionales usadas en la radiografía médica se basan en la atenuación diferencial de la radiación aplicada que pasa a través de un sujeto. Debido a que los sujetos biológicos son transparentes a los rayos X de energía e intensidad suficientemente altas, la imagen captura información sobre todos los tejidos entre la fuente y el detector.

Las radiografías 2D se recogen típicamente mediante el uso de la geometría de fuente puntual a detector plano, lo que conduce a una distorsión geométrica sustancial y efectos de paralaje. Típicamente, se presentan como imágenes en escala de grises, que no requieren soporte de software especial para la visualización, aunque se usan sistemas sofisticados para el almacenamiento y la gestión. Requieren una interpretación humana experta, no menos porque la información superpuesta se convierte en una representación médicamente significativa mediante esa interpretación. Los intérpretes humanos también usan y esperan encontrar distorsiones y artefactos familiares, y pueden tender a rechazar imágenes que son demasiado "correctas".

La técnica de imagen tridimensional más desarrollada es la Tomografía Computarizada (TC), que usa una fuente móvil, recoge muchas (esencialmente todas) las proyecciones a través del sujeto y construye datos de imagen utilizables mediante una transformación algorítmica directa de los datos recopilados, descrita matemáticamente como la aplicación de la transformada inversa de Radon. Las exploraciones TC recogen muchos más datos e implican dosis generales más altas que las radiografías 2D; sin embargo, son susceptibles a artefactos, particularmente de materiales relativamente opacos.

#### Proyecciones 2D a partir de 3D

Los radiólogos están acostumbrados a analizar imágenes 2D (proyecciones). Por lo tanto, incluso con capacidades 3D, una fuente distribuida debe ser capaz de generar imágenes 2D. Además, el efecto como el paralaje, a pesar de ser un "error" en la imagen, también puede esperarse y desearse por los intérpretes humanos de la imagen médica.

5 El documento WO2014116665 se refiere a un sistema de obtención de imágenes de rayos X para su uso en tomosíntesis general que comprende una serie bidimensional de emisores de rayos X. WO2009012453 se refiere a un sistema de obtención de imágenes de rayos X para su uso en tomosíntesis digital de mama que comprende una disposición lineal de emisores.

10 Un aspecto de la presente invención puede encontrarse en la reivindicación independiente 1 dependiente, a la que ahora debe hacerse referencia. Las modalidades de la invención pueden encontrarse en las reivindicaciones dependientes adjuntas.

#### Figuras

15 La Figura 1 muestra los subsistemas básicos de un sistema de obtención de imágenes médicas ilustrativo que tiene una serie fija de detectores de rayos X y una serie fija de emisores de rayos X, y muestra cómo los emisores adyacentes proyectan haces de radiación superpuestos en la misma área de la serie de detectores si se operan simultáneamente.

20 Descripción detallada

Como se muestra en la Figura 1, la invención se refiere a la obtención de imágenes de rayos X y específicamente a la obtención de imágenes médicas y radiológicas. El sistema de obtención de imágenes médicas 100 descrito en la

25 presente memoria consiste en los siguientes componentes:

1. Una fuente plana distribuida 104, usada para generar rayos X 106;
2. Puede representarse por imágenes un objeto 110, generalmente un paciente o una parte del cuerpo de un
- 30 3. Un detector 102, usado para medir los rayos x;
4. Una o más estaciones de trabajo informáticas 108, 112, usadas para adquirir los datos del detector, reconstruir la imagen y visualizar los resultados, preferentemente por medio de un software patentado; y
5. Hardware para montar y alinear la fuente y el detector y colocar al paciente.

35 Ahora debe hacerse referencia a la Figura 1, que muestra los subsistemas básicos de un sistema de obtención de imágenes médicas ilustrativo 100 que tiene una serie fija de detectores de rayos X 102 y una serie fija de emisores de rayos X 104, en el que emisores adyacentes 104a 104b pueden proyectar haces superpuestos 106a 106b de radiación sobre la misma área 102a de la serie de detectores 102 si se operan simultáneamente. Como se muestra en la Figura

40 1, el sistema de obtención de imágenes 100 también incluye una estación de trabajo de adquisición 108 que controla la radiación de los emisores individuales 104a 104b (o grupos de emisores) que forman la serie de emisores 104 y transforma los datos de salida de la serie de detectores 102 en una serie tridimensional de datos que representan el coeficiente de atenuación de radiación (es decir, la densidad local) en cada punto dentro de un objeto que se examina

45 110 (la "Región de interés" o "ROI"). La estación de trabajo de adquisición 112 realiza los cálculos necesarios para transformar los datos de imagen de la estación de trabajo de adquisición 108 en una o más vistas internas de ROI 110 que se muestran a un radiólogo u otro profesional médico.

Como apreciarán los expertos en la técnica, el diseño detallado de estos elementos está impulsado por los requisitos de imágenes médicas y limitado por la física y las preocupaciones de ingeniería práctica. A manera de ejemplo, el sistema descrito en la presente descripción sirve para la obtención de imágenes médicas y puede cubrir intervalos de

50 tensión de 20-150 kV, tiempos de exposición de 10 mseg-10 s, donde se entiende que el intervalo superior de los tiempos de exposición incluye múltiples tramas, corrientes en el intervalo de 1-10 mA, y campos de radiación de unos pocos cm cuadrados a 43 cm x 43 cm que son típicos. Como puede apreciarse por un experto en la técnica, otros intervalos de tensión, corriente y tamaño pueden ser de interés.

55 Se entiende que pueden añadirse o eliminarse subsistemas y elementos para lograr objetivos de imagen específicos. Se entiende que los subsistemas consisten en una pluralidad de componentes.

En la invención descrita, la fuente es una serie distribuido de generadores de rayos X. La fuente puede consistir en una serie de emisores, una serie de objetivos, un medio de separación del objetivo de los emisores, un medio de generación de una alta diferencia de potencial (tensión) a través del emisor y el objetivo, un medio de control de la

60 emisión de estos emisores, un medio de filtrado de la emisión, un medio de colimación de la emisión y una carcasa.

#### Sistema vs. Componentes

65 Los sistemas diseñados e de ingeniería para tareas específicas consisten, en general, en componentes individuales. El sistema que se considera aquí es uno de imágenes de rayos X, mediante el uso de una serie distribuida de fuentes

de rayos X, y que comprende un detector para detectar los rayos X después del paso a través de un objeto que se representa por imágenes, e incluye una estación de trabajo y un software para controlar la fuente, el detector y reconstruir la imagen a partir de una secuencia de conjuntos de datos del detector.

5 El sistema está compuesto por componentes, algunos de los cuales pueden haberse descrito en la técnica anterior. Sin embargo, la técnica anterior se aleja de la combinación de estos componentes individuales de la manera en que este sistema enseña en la aplicación y de tal manera que permite la obtención de imágenes tridimensionales sin movimiento de ninguno de los componentes del sistema, y de tal manera que los requisitos de dosis son bajos en comparación con los enfoques anteriores.

10 Adicionalmente, el sistema comprende una fuente de rayos X que puede ser una serie de emisores de campo mejorados impulsados por una fuente de alta tensión o un generador de campo basado en cristal piroeléctrico. Además, el sistema comprende una fuente de rayos X que puede incluir un medio para abordar elementos individuales de la serie de fuentes tales como bobinas electromagnéticas que activan selectivamente la producción de rayos X de emisores de electrones específicos mientras desactivan las producciones de rayos X de otros emisores.

15 En el sistema descrito, un detector puede comprender una serie de sensores de radiografía digital de alta velocidad y bajo ruido. El sistema puede contener una estación de trabajo para controlar la fuente y el detector. La estación de trabajo puede contener además software para lograr estas tareas de control. El alcance de la invención en este sistema no se limitaría a estos ejemplos y componentes específicos, e incluye, como apreciarán los expertos en la técnica, muchos otros.

20 Debido a que las capacidades de la fuente y la naturaleza de los rayos X producidos son un fuerte determinante del diseño del sistema, a continuación se describen los detalles de la fuente. Las secciones posteriores detallan los otros subsistemas del sistema descrito en la presente descripción.

La tecnología de origen descrita

30 La técnica anterior sobre generadores de rayos X generalmente se aparta de las fuentes distribuidas y hacia fuentes de un solo punto. Algunas técnicas anteriores enseñan hacia fuentes distribuidas, pero mediante el uso de pórticos motorizados para mover una única fuente a lo largo de una trayectoria predeterminada. Muy poco de la técnica anterior enseña el uso de fuentes distribuidas que se basan en arreglos planos fijos de fuentes de rayos X. Estos pocos artículos existentes de la técnica anterior difieren de manera sustancial de la invención descrita aquí, y específicamente:

- 35 • Paso: la técnica anterior enseña hacia arreglos de densidad muy alta con un paso de fuente muy por debajo de 1 cm;
- Control: la técnica anterior enseña hacia el control en el emisor a través de rejillas o conmutadores en la entrada de tensión del emisor y lejos de la conmutación basada en objetivos;
- 40 • El arreglo: la técnica anterior generalmente enseña hacia emisores distribuidos en líneas, arcos o unas pocas filas y lejos de arreglos bidimensionales;
- Colimación: la técnica anterior enseña generalmente que cada fuente debe cubrir o cubrir sustancialmente todo el objeto a ser imágenes, y enseña a alejarse de la cobertura fraccionada. La cobertura fraccionada es fraccionada tanto en el tiempo como en el espacio.

45 La fuente de serie de panel plano descrita en la presente descripción incluye preferentemente una serie bidimensional fija; que consiste en una separación de paso moderada en el intervalo de mm a cm; con control de emisión basado en la generación de rayos X en lugar del control de electrones; y, con distancias de colimación y separación que están diseñadas para que los conos de rayos X individuales cubran solo una porción del área total a capturar. WO 2011/017645 A2 publicado el 10 de febrero de 2011 y asignado a The Regents of the University of California describe un generador de campo ilustrativo basado en cristales piroeléctricos de manera que el ciclo de la temperatura inducirá el campo que hará que los electrones golpeen el objetivo de bremsstrahlung. Un emisor consiste en un cristal piroeléctrico, un objetivo de bremsstrahlung y un colimador montado sobre un sustrato; la superficie del cristal está recubierta con una película metálica). Cuando la temperatura del cristal se cicla, se produce una polarización de carga espontánea en el cristal piroeléctrico, lo que provoca que surja un campo eléctrico perpendicular en sus caras superior e inferior. En la superficie cristalina expuesta, este campo se mejora preferentemente mediante las crestas producidas en el micromecanizado, lo que conduce a la emisión de campo. El nivel de tal mejora del campo requerida es una función del material de la punta y el campo aplicado. Para los casos de interés aquí, con campos en el intervalo de 10-100 kV sobre espacios mm-cm, las mejoras de campo están en el intervalo de 100-1000, al asumir puntas metálicas. Estos niveles requeridos de mejora del campo son bastante modestos, especialmente cuando se comparan con los niveles de plasma TV y nanotubos de carbón. La emisión de campo se usa ampliamente en fuentes de electrones tales como pistolas de microscopio electrónico, y es capaz de producir los haces de mayor brillo. La mejora del campo en la punta es proporcional al inverso del radio de la punta. Si bien una punta muy afilada produce una mejora del campo muy grande, reduce la corriente máxima que la punta puede generar. Los dispositivos anteriores enseñan a alejarse de los factores de mejora bajos y las altas tensiones como se describe aquí.

En algunas aplicaciones, puede ser conveniente recubrir las puntas emisoras con un recubrimiento protector de tungsteno, nitruro de titanio, carbono similar al diamante u otro material conductor robusto.

5 Una fuente de alimentación de alta tensión alimenta preferentemente la serie de emisores de campo y se empaqueta para proporcionar una altura mínima para preservar la relación de aspecto similar a un panel plano de la fuente de rayos X.

10 El uso de conos físicamente superpuestos pero esencialmente separados temporalmente de emisión de rayos X desde objetivos dirigidos individualmente permite una cobertura continua del objeto que se representa por imágenes (la "ROI"), el uso máximo del flujo disponible mientras se mantiene la capacidad de tener distancias de separación mínimas.

15 Una descripción detallada de la metodología de diseño ilustrativa particularmente adecuada para su uso con la presente invención se describe y reivindica en la solicitud PCT publicada PCT/IB2015/057792 presentada el 12 de octubre de 2015 y titulada A METHOD OF DESIGNING AN X-RAY EMITTER PANEL.

20 Para obtener detalles adicionales para un proceso actualmente preferido para recrear una imagen 3-D de la ROI, se hace referencia a la solicitud de patente asignada comúnmente titulada "Medical Imaging System with a Fixed Array of X-Ray Detectors and a Fixed Array of X-Ray Emitters for Producing a Digital 3-Dimensional Image" que se presenta simultáneamente con la presente, una copia de la cual se adjunta como Apéndice B.

#### Consideraciones térmicas

25 En las fuentes de rayos X convencionales, los problemas térmicos a menudo limitan el rendimiento. Específicamente, los puntos focales ajustados en el objetivo son convenientes para la resolución de la imagen (es decir, fuente puntual), pero provocan altas densidades de energía pico en los objetivos. Las soluciones tales como los ánodos giratorios y el uso de materiales refractarios pueden aumentar los límites prácticos, pero son costosos de implementar. Además de los límites térmicos máximos, los límites térmicos promedio provienen del calentamiento del cuerpo del tubo y de la ventana y de la desgasificación.

30 A diferencia de las fuentes convencionales, la densidad térmica de la fuente de rayos X descrita es bastante baja gracias a la gran área superficial. Hay tres cargas térmicas a considerar: la fuente de energía (por ejemplo, entrada de energía cristalina o calor residual del generador de alta tensión); la temperatura de la punta de emisión (cátodo); y, la carga térmica de destino (ánodo). En general, se pueden tomar densidades de energía de tubos convencionales que están por encima de ~ unos pocos  $\text{mm}^2$  área y escalarla por los 120 000  $\text{mm}^2$  de un sistema de tamaño completo.

35 Las temperaturas de la punta de emisión (cátodo) se toleran mediante la fabricación de las puntas para materiales que tienen un punto de fusión suficientemente alto. Diferentes materiales de sustrato de punta pueden combinarse con una variedad de recubrimientos protectores, para proporcionar una combinación de tolerancia térmica robusta, buena conductividad eléctrica y factor de forma de la forma del emisor, que juntos proporcionan la geometría física y el rendimiento necesarios para generar emisión de electrones de campo.

40 Las temperaturas de los objetivos (ánodo) se controlan porque los propios objetivos se unen a un área superficial térmicamente conductora grande (es decir, el sustrato). Al distribuir la carga térmica objetivo sobre un área grande, permite que el dispositivo de generación de rayos X funcione como un componente de estado sólido, lo que evita así las complicaciones del control térmico requerido por las fuentes de tubos de rayos X convencionales (por ejemplo, ánodos giratorios, sistemas de refrigeración auxiliares, etc.).

45 El calor residual del suministro de energía debe tratarse mediante el uso de control térmico convencional (por ejemplo, ventiladores), pero nuevamente se beneficia del gran área superficial de la fuente de panel plano descrita en la presente descripción.

50 En general, el sistema descrito aquí se beneficia además de una reducción en la densidad de potencia total de una reducción en la distancia de separación (fuente a detector) requerida gracias al arreglo de fuentes. A medida que aumenta la potencia de radiación requerida con el cuadrado de la distancia de separación (es decir, la ley de "uno sobre r al cuadrado"), la potencia requerida para la fuente distribuida descrita en la presente descripción puede ser sustancialmente (por ejemplo, un orden de magnitud) inferior a la de una fuente de un solo punto convencional.

#### Vacío e ionización de campo

55 Una fuente de rayos X preferida actualmente emplea la generación de un haz de electrones mediante un conjunto de emisores de mejora de campo (por ejemplo, desde una punta con forma de aguja). Después, el haz de electrones se dirige a un objetivo de bremsstrahlung transmisivo para producir rayos X. Se mantiene un vacío entre el cátodo y el ánodo por varias razones. Primero, el campo producido por la aguja es tan inmenso que las moléculas de gas cerca de sus planos +z o -z se ionizarán. Este efecto de ionización evita la producción de rayos X útiles, o puede producir

iones que pueden dañar los emisores y los objetivos. El gas residual también hace que el haz de electrones se disperse. Por lo tanto, es necesario mantener el vacío en la trayectoria entre el emisor y el objetivo.

Las condiciones de alto vacío requeridas para que se produzca la emisión de campo de electrones se logran durante el proceso de fabricación, donde el dispositivo se ensambla bajo alto vacío. Una vez sellado, la presión de vacío atrapada se mantiene a una presión de vacío suficientemente baja durante toda la vida útil del dispositivo mediante la inclusión de un depurador de vacío interno. El captador de vacío se recubre sobre una superficie interna de la cámara de vacío, y/o un componente captador discreto colocado dentro o unido a la cámara de vacío durante el proceso de fabricación. El captador de vacío se activa durante el proceso de fabricación y mantiene la presión de vacío interno del dispositivo mediante la combinación química de moléculas de gas o por adsorción. El captador también puede reactivarse periódicamente durante la vida útil del producto, si es necesario. Se conocen otros mecanismos para mantener el vacío, tales como bombas mecánicas e iónicas.

Producción de rayos X:

Objetivos

En las fuentes de rayos X convencionales, el objetivo es un ánodo mantenido en el tubo, ya sea estático o giratorio, de manera que cuando se golpea con electrones del cátodo, emite rayos X. Enfriar el ánodo dentro de un vacío es difícil y solo puede usarse radiación para disipar el calor.

La fuente de rayos X descrita en la presente descripción se conecta a la pared exterior de cada sección de vacío, lo que permite una gran mejora en el enfriamiento de la fuente, ya que el calor puede disiparse por conducción. Estos objetivos podrían depositarse en la superficie interna de la cámara de vacío en la fuente descrita en una variedad de métodos: película delgada, lámina con adhesivo conductor, procesos MEMS u otro. El uso de un objetivo transmisivo como se enseña en la presente, permite configuraciones difíciles de realizar en los objetivos reflectantes convencionales. Tales objetivos podrían depositarse sobre una variedad de sustratos adecuados tales como silicio, vidrio o materiales conductores, y podrían tener una variedad de geometrías - una forma de 'rosquilla', circular, o que incorpora líneas rectas.

El material objetivo más común usado son los tubos de tungsteno. Sin embargo, también pueden usarse otros materiales tales como molibdeno, renio, oro y otros metales pesados y aleaciones de estos como objetivo. Un diseño de objetivo multicapa que ofrece diferentes propiedades de capa en diferentes áreas, con la característica de que los rayos X producidos varían en el objetivo que impactan los electrones, también podría ser adecuado para ciertas aplicaciones.

Colimación

En las fuentes de rayos X convencionales, se usa una geometría de imagen de punto a plano. La distribución en forma de cono de la radiación que emana de una sola fuente puede idealizarse como un solo punto. Este abanico de fotones atraviesa el cuerpo y se imagina en un plano liso. Al ignorar la dispersión intracorpórea, los fotones siguen una línea recta y sus trayectorias no se cruzan. Por el contrario, en la fuente de rayos X descrita en la presente descripción, hay una multitud de fuentes. El solapamiento de una fuente con fuentes vecinas causaría desenfoque debido a la incertidumbre de la fuente de fotones para una región de detector dada. Puede usarse un colimador o un conjunto de colimadores para limitar el ángulo de emisión para cada emisor. Un enfoque a este colimador se describe en detalle en la solicitud de patente internacional WO 2015/132593 A1 publicado el 11 de septiembre de 2015 y titulado X-RAY COLLIMATOR. Otro enfoque es usar una placa simple que consiste en un material denso en el que se han hecho un conjunto de agujeros de tamaño apropiado. Puede usarse un material tal como tungsteno o acero para absorber los rayos X que caen fuera del ángulo deseado y, por lo tanto, fuera del área de los agujeros para cada emisor. Estos agujeros pueden ser de varios tamaños. La placa colimadora también puede hacerse reemplazable.

Generación de campo

La generación de campos para su uso con emisores de campo mejorado (FEE) puede usar fuentes de alimentación convencionales o fuentes novedosas de campos altos. La técnica anterior enseña que las FEE deben ser impulsadas por fuentes de alimentación de tensiones bajas a moderadas y generalmente enseña a alejarse del uso de tensiones altas. La técnica anterior también enseña que se aleja de las fuentes de alimentación compactas donde se minimiza el espacio entre el suelo y el plano de alta tensión.

Un dispositivo para proporcionar alta tensión (por ejemplo, -30 kV a -120 kV) a los emisores, de manera que el plano de salida de la fuente de alimentación toque el plano del emisor y proporcione un contacto eléctrico. La geometría del dispositivo generalmente sigue a la porción de emisor y objetivo de la fuente. En una configuración, adecuada para la radiología general, se considera un suministro de energía de 30 mm de grosor y un tamaño transversal de 400 mm por 400 mm. El dispositivo usa aislantes líquidos y sólidos para hacer posibles tales dimensiones. El suministro de energía es preferentemente parte del sistema completo y será parte del recinto principal.

Control de barrido

5 El uso de conos físicamente superpuestos pero temporalmente separados de emisión de rayos X desde objetivos dirigidos individualmente permite una cobertura continua del objeto que se representa por imágenes, el uso máximo del flujo disponible y, al mismo tiempo, mantener la capacidad de tener distancias de separación mínimas.

10 Como puede apreciarse por un experto en la técnica, la desviación de haces de electrones puede lograrse a través de varios medios y generalmente a través de medios electrostáticos, magnetostáticos y electromagnéticos. Estos métodos pueden usarse para enfocar/desenfocar el haz así como también para desviar/girar el haz. Los métodos electrostáticos incluyen desviadores de placas paralelas, como se usaron comúnmente en los tubos de televisión. Los métodos magnetostáticos incluyen bobinas solenoides e imanes permanentes usados para desviar o enfocar la corriente de electrones. Las ondas electromagnéticas en combinación con estructuras también pueden usarse como ópticas de haz.

15 A manera de ejemplo, puede usarse un campo magnético para doblar el haz fuera del camino. La ventaja sobre el deflector electrostático es que el campo magnético puede producirse lejos del emisor. De hecho, mediante el uso de campos de borde, es posible producir un imán de desviación en la región objetivo. Las bobinas colocadas por encima y por debajo del objetivo y el emisor, respectivamente, pueden permitir que se produzca un campo de desviación adecuado en el espacio.

20 Solicitud de patente internacional WO 2015/132595 publicada el 11 de septiembre de 2015 y titulado GENERADOR DE RAYOS X describe un método de control que usa solenoides alimentados individualmente colocados encima de cada emisor de electrones e implica seleccionar ya sea el desenfoque o la desviación del haz de electrones de manera que la mayoría de las partículas no golpeen un pequeño objetivo de bremsstrahlung transmisivo colocado a cierta distancia frente a la fuente de partículas. El sistema de trama descrito funciona energizando solenoides planos (bobinas) colocados detrás de cada emisor. Cuando una bobina se energiza, el campo magnético desvía (y desenfoca) el haz de electrones. La capa objetivo (ánodo) descrita está diseñada de manera que solo un área pequeña tiene un material de bremsstrahlung efectivo (por ejemplo, tungsteno) mientras que las áreas adyacentes son material de Z bajo (por ejemplo, silicio) y la disposición descrita usa solenoides alimentados individualmente, que requieren bobinas de corriente relativamente alta. Sin embargo, hemos descubierto posteriormente que los grupos de tales bobinas, cuando se activan simultáneamente, logran resultados similares a corrientes más bajas.

35 Para maximizar aún más el flujo magnético disponible, en la región del ensamble donde los electrones vuelan a través del espacio libre, se utiliza preferentemente la lente. Comúnmente usadas en microscopía electrónica, tales lentes/yugos alargan el campo en la dirección del eje del haz y lo compactan en el eje lateral. Hay una amplia gama de flexibilidad en el diseño de las bobinas de trama, en dependencia de las técnicas de fabricación aplicables, las corrientes y tensiones de accionamiento. Una modalidad preferida preferentemente de tal bobina usa bobinas enrolladas en capas (cable), con un diámetro exterior de aproximadamente 10 mm y un diámetro interior de aproximadamente 5 mm, con una corriente de diseño de unos pocos amperios a 10 a 20 voltios. Tal bobina puede ofrecer potencialmente tiempos de aumento por debajo de 1 ms y cuando se configura en un grupo de bobinas alrededor de cada emisor, se generaría un campo magnético suficiente capaz de desviar un haz de electrones en el intervalo de energía de 100 keV que atraviesa tal campo aproximadamente 1 mm transversalmente. Dichos devanados de bobina electromagnética se disponen preferentemente sobre un yugo de metal, con la geometría del yugo de manera que mejorará el campo de desviación mientras contiene cualquier campo errante.

45 La velocidad requerida de la bobina de barrido + el accionador es una función del tiempo de adquisición de imagen deseado y el número de píxeles en un área de barrido. Se realiza preferentemente un escaneo paralelo sobre grupos de emisores de forma de mosaico. Por ejemplo, para un panel de 30 cm x 40 cm, se podrían usar áreas de trama de 10 cm x 10 cm, lo que daría como resultado 12 "mosaicos". Con un paso nominal de 1 cm, cada mosaico contiene unos 100 emisores. Para un tiempo de adquisición de imagen inferior a 100 ms, la velocidad de bobina requerida es inferior a 100 µs.

50 Las bobinas preferentemente desvían selectivamente el haz de electrones sobre su recorrido corto (típicamente ~1 cm) desde el emisor (cátodo) hasta el objetivo (ánodo). Una desviación sustancial del orden de 1 mm dará como resultado una emisión de fondo escasa o nula cuando esté "apagado" y reducirá significativamente la carga sobre las tolerancias de fabricación.

55 Varias combinaciones de bobinas pueden explotarse a través de la superposición de campos electromagnéticos. En una configuración particular de este tipo, cuatro bobinas que rodean un conjunto emisor-receptor particular se usan en combinación para desviar la corriente de electrones. En otra configuración, se usan ocho bobinas: las cuatro interiores sirven para producir un campo de desviación de dipolo mientras que los conjuntos exteriores de bobinas sirven para reducir el campo disperso de las bobinas interiores y por lo tanto limitar los efectos en los emisores vecinos. Las bobinas pueden accionarse en cualquier polaridad, lo que permite una etapa de desmagnetización durante la secuencia de disparo, que devuelve el yugo de acero magnetizado previamente a un estado de reposo.

60 El detector

Se incorpora preferentemente un detector de rayos x duros que proporciona simultáneamente tres características competitivas: alta resolución (<100  $\mu\text{m}$  píxeles), gran área (cientos de  $\text{cm}^2$ ) y velocidades de trama rápidas (por ejemplo, >1 Hz a resolución completa) de fuentes distribuidas con muchos (por ejemplo, >10) emisores. T

5 Para la tomosíntesis de fuente fija y las aplicaciones de imágenes de doble energía, surgen dos preocupaciones principales sobre las especificaciones del detector: velocidad y ruido. El requisito de velocidad se determina por la velocidad de fotogramas necesaria para cumplir con el tiempo de exposición total máximo (adquisición de imágenes). El movimiento del paciente provoca el desenfoco de la imagen, lo que típicamente limita los tiempos de exposición a 100 ms y, en casi todos los casos, a menos de 10 s. El ruido proviene principalmente de la corriente oscura y del ruido de lectura. En la obtención de imágenes de una sola trama, siempre que el ruido esté muy por debajo de la señal, la calidad de la imagen puede considerarse alta (en realidad hay una dependencia más complicada del contraste). Sin embargo, en la obtención de imágenes de múltiples tramas, el nivel de señal puede permanecer bajo para grandes partes de la imagen mientras que el ruido puede sumarse en cuadratura. Las series CMOS se utilizan preferentemente con el circuito de digitalización asociado (ADC) ubicado a nivel de columna o incluso de píxel, lo que reduce o elimina en gran medida el bajo QE y el SNR deficiente previamente asociado con tales arreglos.

10 El tamaño del píxel tiene una interacción compleja con varios parámetros. Las series CMOS se producen comúnmente hasta 2,3  $\mu\text{m}$  píxeles, sin embargo, esto no se traduce directamente en la misma resolución ni necesariamente produce SNR utilizable. El acoplamiento y la segmentación del centelleador deben coincidir con el tamaño del píxel del detector o el desenfoco puede dominar. Un tamaño de píxel más pequeño también implica un bajo flujo por píxel. El factor de relleno también es una preocupación principal. A medida que se reducen los tamaños de píxel, es necesario eliminar cualquier circuito del lado frontal para mantener un área sensible alta (cercana al 100 %). En la imagenología médica, los intervalos varían de 30-150  $\mu\text{m}$  con números superiores a 100  $\mu\text{m}$  siendo el más común.

25 El retardo de imagen no deseado puede resultar potencialmente que los portadores de carga no se eliminen (imágenes directas) o de la descomposición del centelleador (imágenes indirectas). Sin embargo, los detectores disponibles comercialmente como CsI(Tl) tienen un tiempo de decaimiento primario de aproximadamente 1  $\mu\text{s}$  no debería presentar un problema a una velocidad de trama típica de <10 KHz.

30 La estación de trabajo

La estación de trabajo cumple al menos tres funciones:

- 35 1. Control de la configuración de la fuente y el detector;
2. Adquisición de imágenes; y,
3. Procesamiento de imágenes (reconstrucción).

40 Puede ofrecer otras características, tales como, pero sin limitarse a:

- Características de seguridad, como la capacidad de deshabilitar la emisión en caso de cualquier error.
- Autocomprobación, como mínimo, diaria, o cada vez que se encienda.

45 En dependencia de las demandas de procesamiento, la reconstrucción puede requerir aceleradores de GPU o incluso enviar los datos a un clúster.

Procesamiento de imágenes

50 La reconstrucción de imágenes se usa ampliamente en la imagenología médica, pero está restringida a modalidades tales como TC, RM y PET. La radiología plana se ha basado en gran medida en la interpretación humana de imágenes directas, incluso después de la transición de película a detectores digitales, con un procesamiento limitado a mejoras visuales para ayudar a la interpretación.

55 Se ha intentado usar la tomosíntesis como un medio para extraer información 3D de conjuntos de imágenes de rayos X médicas durante casi 80 años. Hasta hace poco, estos no han sido prácticos debido a las limitaciones en la recopilación de datos y el procesamiento de imágenes.

60 Los enfoques disponibles para la tomosíntesis son en términos generales:

- desplazar y añadir - el método conceptualmente más sencillo de recombinar imágenes, que intenta producir el efecto de aportar el detalle en cada capa de la escena sucesivamente.
- TACT (TC de abertura sintonizada) - que usa marcadores de referencia introducidos en las imágenes para mejorar la efectividad de desplazamiento y adición
- 65 • MITS (inversión de matriz) - que intenta resolver la reconstrucción mediante el uso de álgebra lineal

- Retroproyección filtrada - la técnica básica usada en la tomografía computarizada, que puede adaptarse para trabajar con el intervalo angular limitado en conjuntos de datos de tomosíntesis
- Reconstrucción algebraica - en la que se busca una solución iterativa a un conjunto de ecuaciones lineales mediante la minimización de alguna medición de la "diferencia" entre las observaciones y los valores calculados en base al modelo actual
- Reconstrucción estadística - un proceso superficialmente similar a la reconstrucción algebraica basado en la determinación de un modelo con máxima verosimilitud

Todas estas técnicas se combinan en la práctica con una cantidad sustancial de técnicas generales de procesamiento de imágenes - desenfoco, agudización y filtrado, aplicadas tanto directamente como a datos transformados (espacio de Fourier), preferentemente en combinación con el sofisticado diseño del panel emisor y el proceso de reconstrucción de imágenes descritos en las solicitudes comúnmente asignadas citadas anteriormente.

El hardware y la carcasa de alineación

La carcasa de los componentes del sistema descritos en la presente memoria requiere resistencia, ya que se ha propuesto que se use en la medicina de campo en terrenos de combate y rurales. En general, la carcasa de la fuente debe ser robusta, ligera y versátil para múltiples aplicaciones. Los materiales de la caja deben ser compatibles con los requisitos de los dispositivos médicos, tales como esterilidad, limpieza con alcohol, citotoxicidad, etc. La carcasa también debe tener sensores para detectar daños y un medio para indicar que el dispositivo se ha sometido a un impacto demasiado grande. Las marcas y otros indicadores no solo deben cumplir con varios requisitos normativos, sino que también deben permitir un manejo intuitivo obvio por parte del operador. En muchas aplicaciones, la fuente se montará en un bastidor o brazo en C y tendrá que permitir la conexión a tal sistema de soporte. Finalmente, la carcasa debe soportar un mecanismo para alinear la fuente al detector a través de sensores sin contacto y proporcionar retroalimentación al operador a través de luces indicadoras o una pantalla de video.

Por lo tanto, los requisitos básicos son:

1. Proporcionar una plataforma mecánicamente rígida para la fuente de rayos X;
2. Ayuda en el control térmico;
3. Proteger los diversos subsistemas de los choques;
4. Proteger al operador de la radiación dispersada hacia atrás;
5. Permitir una superficie de trabajo estéril y lavable; y
6. Detectar daños.

La detección de daños (choque mecánico, agrietamiento, humedad, etc.) es una capacidad útil para tales productos. Se ha realizado una evaluación preliminar del "autoprotección" del dispositivo de la radiación que se dispersa hacia atrás / que se emite hacia atrás y sugiere que los materiales inherentes son suficientes para absorber la radiación no deseada (por ejemplo, no se necesitan materiales de protección). Además de la naturaleza de "autoprotección" del producto, puede añadirse protección contra la retrodispersión discreta adicional cuando sea necesario.

Finalmente, existen sistemas externos que no son integrales a la carcasa pero que aún son útiles, que incluyen:

- Capacidades de recarga; (también puede transportarse a bordo si es necesario).
- Sincronización de la fuente y el detector;
- Control remoto (botón pulsador o inalámbrico); y,
- Un medio para montar la fuente y el detector, y conectar la estación de trabajo de obtención de imágenes.

La presente invención se define en la reivindicación independiente adjunta, a la que se debe hacer referencia. Las modalidades de la invención pueden encontrarse en las reivindicaciones dependientes adjuntas.

Los emisores consisten en una pluralidad de generadores de electrones. En una modalidad, los emisores son una pluralidad de emisores mejorados en el campo (FEE). En una modalidad adicional, los emisores comprenden un arreglo 2D. En una modalidad, la serie está espaciada regularmente formando una cuadrícula cuadrada. En otra modalidad, la serie está en una cuadrícula triangular, a veces denominada empaquetamiento de hexágonos. En otra modalidad, los emisores están separados aleatoriamente. La separación y el patrón de separación se determinan por el uso final, la geometría de la aplicación de obtención de imágenes y factores tales como la resolución deseada, como apreciaría un experto en la técnica. Los emisores pueden fabricarse de una variedad de materiales conductores que incluyen en una modalidad silicio dopado. En otra modalidad, los emisores están hechos de tungsteno o aleaciones de tungsteno. En otra modalidad, los emisores se fabrican de metales altamente conductores tales como cobre o aluminio. En una modalidad adicional, los emisores se recubren con una película conductora tal como nitruro de titanio, tungsteno, diamante u otro material resistente.

El objetivo consiste en una pluralidad de películas metálicas diseñadas para convertir los electrones incidentes en rayos X a través de Bremsstrahlung y otros procesos físicos.

El objetivo se soporta sobre un sustrato conductor de la electricidad, que sirve para completar el circuito eléctrico y disipar la energía térmica depositada por el haz de electrones. •

5 El grosor de la objetivo puede estar entre 1 y 100  $\mu\text{m}$ . La elección del grosor objetivo depende de los números atómicos de los materiales objetivo, sus propiedades térmicas y la energía del haz de electrones. Un grosor de 10  $\mu\text{m}$  de tungsteno sería un valor típico.

10 En una modalidad, una película delgada de tungsteno se soporta por silicio. En otra modalidad, la película objetivo está hecha de molibdeno. En otra modalidad, la película objetivo está hecha de renio. En otra modalidad, la película objetivo está hecha de oro. En otra modalidad, el objetivo está hecho de otros metales pesados. En una modalidad adicional, el objetivo está hecho de una aleación de dos o más metales. En otra modalidad, el objetivo consiste en más de una capa de materiales objetivo. En una modalidad adicional, dos o más regiones objetivo distintas se colocan en estrecha proximidad con el mecanismo de control usado para seleccionar entre ellas. En otra modalidad, el sustrato de silicio se reemplaza por otro material conductor que consiste de elementos ligeros, tales como aluminio. En otra modalidad, el sustrato es un material aislante con un recubrimiento conductor. En otra modalidad, el material objetivo es autosoportado.

20 El separador entre los emisores y los objetivos sirve para mantener una separación adecuada y para aislar el cátodo (emisor) del ánodo (objetivo). El grosor del separador depende de los materiales usados y las tensiones aplicadas. Por ejemplo, tensiones más pequeños significan menos distancia, y tensiones más altos pueden requerir distancias altas. La distancia puede variar, pero no puede limitarse a, entre 1 mm a 30 mm. En una modalidad, el separador tiene entre 5 mm y 15 mm de grosor. En otra modalidad, el separador está entre 15 mm y 30 mm. En una modalidad de la descripción, el separador está compuesto de vidrio. En otra modalidad, el separador es vidrio de borosilicato. En una modalidad de la descripción, el separador está hecho de cerámica.

25 El generador de campo sirve para producir una gran diferencia de potencial (tensión) entre el emisor (cátodo) y el objetivo (ánodo). El generador de campo puede ser cualquier medio de producir la tensión deseada. En una modalidad, el generador de campo es una fuente de alimentación que convierte la tensión de línea en una tensión alta. El generador de campo podrá producir, pero puede que no se limite a, tensiones de hasta 120 kV. En una modalidad de la descripción, la fuente de alimentación de alta tensión es capaz de producir entre -20 y -120 kV. En otra modalidad, la fuente de alimentación produce tensiones positivas. En una modalidad de la descripción, el sistema se empaqueta en una combinación de líquido (aceites aislantes) y sólido (masilla, encapsulado) para proporcionar el aislamiento requerido para el generador de campo de alta tensión. En otra modalidad, la fuente de alimentación se conecta a una batería. En otra modalidad, el generador de campo es una pluralidad de cristales ferroeléctricos. En una modalidad de la descripción, el generador de campo es capaz de operar a dos o más tensiones, ya sea en paralelo o secuencialmente. En una modalidad de la descripción, la fuente de alimentación opera a una tensión fija. En una modalidad adicional de la invención, la fuente de alimentación opera a una tensión fija en el intervalo de 50-70 kV.

40 El control de emisión se refiere a uno de los muchos medios posibles para abordar o controlar la producción de electrones o rayos X de cada par emisor-objetivo. Un experto en la técnica apreciará que estos mecanismos de control no se limitan a un enfoque y pueden usarse en combinación con uno o más otros métodos. El método de control subyacente es desviar el haz de electrones desde un emisor, individualmente, hacia o desde el objetivo para afectar la producción o la cesación de rayos X, respectivamente. La cantidad de desviación requerida es una función de varios aspectos, como apreciará un experto en la técnica, y puede depender específicamente de la tensión de operación, la distancia del separador, el paso del emisor y la configuración de la objetivo. En la invención descrita en la presente, los intervalos de desviación de 0,1 a 1,0 cm pueden ser de utilidad particular, aunque se entiende que otros intervalos y valores son útiles.

50 En una modalidad de la descripción, los medios para controlar la emisión (de electrones) de los emisores comprenden bobinas solenoides de potencia selectiva individual colocadas por encima del emisor configuradas para desenfocar o desviar selectivamente el haz de electrones que emana del emisor lejos del material objetivo, lo que evita así la generación de fotones de rayos X.

55 En una modalidad adicional, las bobinas solenoides alimentadas selectivamente individualmente colocadas por encima de los emisores se configuran en grupos de bobinas, configuradas en un patrón esencialmente equivalente al de la serie de emisores. En una modalidad, estos grupos consisten en cuatro bobinas dispuestas alrededor de cada emisor, configuradas para crear un campo magnético dipolar. En otra modalidad, el grupo consiste en ocho o más bobinas configuradas de manera que un conjunto central de bobinas crea un campo dipolar para desviar la trayectoria del haz del emisor y las bobinas circundantes se usan para compensar el campo disperso de las bobinas centrales, estos grupos se configuran en un patrón esencialmente equivalente al de la serie de emisores.

60 En modalidades adicionales de la descripción, las bobinas solenoides se configuran para permitir que la bobina solenoide conmute en menos de 1 milisegundo y desvíe el haz de electrones una distancia de 0,1 mm a 1,25 mm desde la trayectoria nominal.

65

En modalidades adicionales de la descripción, un yugo o un conjunto de yugos se usan para dar forma al campo magnético producido por las bobinas para impactar óptimamente la trayectoria del electrón.

5 En una modalidad de la descripción, se usan obturadores mecánicos para controlar la emisión de rayos X. En una modalidad adicional, se usan medios electromecánicos para activar las persianas.

10 Como puede entenderse por aquellos familiarizados con el campo, un medio para controlar selectivamente la emisión de rayos X de la serie distribuido de generadores de rayos X incluirá circuitos electrónicos. En una modalidad de la descripción, los medios para controlar selectivamente la emisión de rayos X de la serie distribuido de generadores de rayos X comprenden un circuito electrónico de direccionamiento y temporización configurado para activar selectivamente una o más de las bobinas electromagnéticas solenoides en una secuencia predeterminada. En otra modalidad, los medios para controlar selectivamente la emisión de rayos X de la serie distribuido de generadores de rayos X comprenden un circuito electrónico de direccionamiento y temporización configurado para activar selectivamente una o más de las bobinas solenoides para enmascarar el flujo de rayos X de modo que solo se exponga una región de interés seleccionada del paciente.

15 En una modalidad de la descripción, los objetivos y los controles se disponen de manera que el sistema opera en el modo normalmente encendido. En otra modalidad, los objetivos y los controles se disponen de manera que el sistema opera en el modo normalmente apagado.

20 El filtro en una fuente de rayos X permite el ajuste del espectro de salida y típicamente elimina los rayos X de baja energía que no son beneficiosos para la obtención de imágenes y de cualquier otra manera proporcionarían una dosis innecesaria al paciente. En una modalidad de la presente descripción, el filtro consiste en una placa de aluminio, típicamente de unos pocos milímetros de grosor. Puede considerarse una variedad de materiales y configuraciones. Como se entenderá por un experto en la técnica, la selección del filtro a menudo se relaciona con grosores de "equivalente de aluminio".

25 En una modalidad de la descripción, los medios de filtrado de los fotones de rayos X generados comprenden una lámina de aluminio de grosor de 1 mm a 10 mm. En otra modalidad, el filtro consiste en una lámina de cobre de grosor de 1 mm a 5 mm, aunque otros grosores encuentran utilidad y dependen en última instancia de la tensión de funcionamiento del sistema y el uso final específico. Otras modalidades usan una pila de materiales de número atómico más alto y número atómico más bajo alternos, tales como aluminio y carbono.

30 En una modalidad de la descripción, el filtro es extraíble. En una modalidad adicional, el filtro se codifica de manera que la electrónica de control pueda leer el filtro específico en uso.

35 El colimador sirve para estrechar el ángulo de los rayos X emitidos desde la fuente. En una fuente distribuida, se entenderá que el colimador es una serie de colimadores individuales. En una modalidad, el colimador consiste en una placa de material de alta densidad con una pluralidad de orificios diseñados para permitir que una pluralidad de conos de rayos X se transmitan con ángulos de apertura específicos. En una modalidad adicional, la placa colimadora está compuesta de tungsteno, acero o una aleación de materiales similares con altos coeficientes de atenuación de rayos X. En una modalidad de la descripción, la placa consiste de tungsteno con una pluralidad de insertos de aluminio que sirven para transmitir una porción de los conos de rayos X con ángulos de apertura bien definidos. En una modalidad de la descripción, el colimador consiste en dos placas, cada placa contiene una pluralidad de orificios, las dos placas dispuestas una encima de la otra de manera que un cono de rayos X particular pasa a través de un orificio en la primera la inferior y después la superior. En una modalidad de la descripción, el colimador consiste en una pluralidad de tubos que sirven para controlar el ángulo de apertura de los rayos X.

40 El detector sirve para medir los rayos X. Los detectores de rayos X típicamente consisten en una serie de sensores que miden directa o indirectamente (a través de un centelleador) el flujo de rayos X en cada píxel. Como apreciará un experto en la técnica, varias tecnologías pueden servir esencialmente la misma función de capturar el flujo de rayos X y convertirlo en información digital. En una modalidad de la descripción, el detector tiene una resolución (tamaño de píxel) entre 30-150  $\mu\text{m}$ . En una modalidad adicional, el detector usa sensores CMOS.

45 La estación de trabajo de computadora sirve para adquirir los datos del detector, procesar los datos, reconstruir la imagen y renderizar la imagen. Como se conoce por los expertos en la técnica, puede usarse más de una estación de trabajo y, en particular, a menudo las funciones de adquisición y de obtención de imágenes se separan en dos estaciones de trabajo. Como puede apreciarse además, cada una de las funciones antes mencionadas puede usar un grupo, cuadrícula o nube de computadoras para lograr el procesamiento requerido.

50 La presente invención incluye preferentemente un medio para visualizar, analizar y almacenar las imágenes de rayos X adquiridas del detector de rayos X digital, que puede incluir una estación de trabajo o computadora portátil o cualquier otro dispositivo informático de propósito general. En otras modalidades, los medios para visualizar, analizar y almacenar las imágenes de rayos X adquiridas del detector de rayos X digital comprenden un dispositivo móvil tal como un teléfono móvil o un dispositivo de tableta.

55

En algunas modalidades, los medios para visualizar, analizar y almacenar las imágenes de rayos X adquiridas del detector de rayos X digital comprenden una estación de trabajo de computadora u otro dispositivo informático de propósito general con aceleración de hardware tal como Unidades de Procesamiento Gráfico (GPU) o Matrices de Puertas Programables en Campo (FPGA) configuradas para acelerar la visualización y el análisis de las imágenes de rayos X que se adquieren. En otra modalidad, los medios para visualizar, analizar y almacenar las imágenes de rayos X adquiridas del detector de rayos X digital comprenden además recursos informáticos ubicados de forma remota tales como recursos informáticos de clúster, cuadrícula o nube. En otras modalidades, los medios para visualizar, analizar y almacenar las imágenes de rayos X adquiridas del detector de rayos X digital comprenden además la comunicación basada en telemetría configurada para la visualización remota de las imágenes de rayos X.

El software se usa para llevar a cabo las funciones prescritas anteriormente a las estaciones de trabajo. Un sistema de obtención de imágenes requiere varias funciones y, por lo tanto, típicamente tendrá varios componentes y bibliotecas de software convencionales. Sin embargo, la porción de reconstrucción de imágenes del software varía en el enfoque usado, en dependencia del hardware y el resultado final deseado. En una modalidad de la descripción, el software usa tomosíntesis segmentada espacialmente para reconstruir una imagen 3D a partir de una serie de imágenes 2D. En otra modalidad, el enfoque de reconstrucción usa métodos de detección comprimida. En una modalidad adicional de la invención, se emplea una técnica de refinamiento restringido que minimiza la distancia de los datos observados-calculados sujeta a una restricción de dispersión - que favorece soluciones que son compactas y conectadas.

El hardware de alineación y montaje permite que la fuente y el detector se coloquen con relación al paciente.

En una modalidad ilustrativa de la descripción, los medios para el posicionamiento y la alineación de la serie de generadores de rayos X distribuidos (con relación al detector digital de rayos X y un paciente posicionado entre la serie de generadores de rayos X distribuidos y el detector digital de rayos X) comprenden un soporte mecánico articulado para la serie de generadores de rayos X y un soporte articulado para el detector digital de rayos X. Ambos soportes articulados unidos a un bastidor de soporte, la base del bastidor de soporte que comprende un rodillo y estabilizadores horizontales articulados y retráctiles, de manera que durante el uso la serie de generadores de rayos X y el detector digital de rayos X se soportan en una posición alineada por las bisagras unidas al bastidor soportado. Los estabilizadores horizontales están en la posición abierta para proporcionar estabilidad al armazón y cuando no se usan, la serie de generadores y el detector de rayos X digital pueden plegarse contra el armazón, los estabilizadores horizontales se articulan lejos del suelo y todo el sistema puede moverse al rodar el dispositivo mediante el uso del rodillo unido a la base del armazón.

En otra modalidad ilustrativa de la descripción, los medios para el posicionamiento y la alineación de la serie de generadores de rayos X distribuidos y el detector consisten en un soporte mecánico fijo.

En otras modalidades de la descripción, los medios para el posicionamiento y alineación de la serie de generadores de rayos X distribuidos y el detector pueden incluir un conjunto de brazos mecánicos de múltiples articulaciones, y/o un brazo en C que permite la rotación y el giro tanto de la fuente como del detector alrededor del paciente.

Si bien solo ciertas modalidades de la invención se han descrito e ilustrado en detalle en la presente descripción, los expertos en la técnica imaginarán fácilmente una variedad de otros medios y/o estructuras para realizar las funciones y/u obtener los resultados y/o una o más de las ventajas descritas en la presente descripción, y cada una de tales variaciones o modificaciones se considera dentro del alcance de la presente invención. Más generalmente, los expertos en la técnica apreciarán fácilmente que todos los parámetros, dimensiones, materiales y configuraciones descritos en la presente descripción pretenden ser ilustrativos y que los parámetros, dimensiones, materiales y configuraciones reales dependerán de la aplicación o aplicaciones específicas para las cuales se usan las enseñanzas de la presente invención. Los expertos en la técnica reconocerán, o serán capaces de determinar mediante el uso de no más de una experimentación de rutina, muchos equivalentes a las modalidades específicas de la invención descritas en la presente descripción. Por lo tanto, debe entenderse que las modalidades anteriores se presentan solamente a manera de ejemplo y que, dentro del alcance de las reivindicaciones anexas y equivalentes a las mismas, la invención puede practicarse de cualquier otra manera que la descrita y/o reivindicada específicamente. La presente invención se dirige a cada característica, sistema, material y/o método individual descrito en la presente descripción. Además, cualquier combinación de dos o más de tales características, sistemas, artículos, materiales y/o métodos, si tales características, sistemas, artículos, materiales y/o métodos no son mutuamente inconsistentes, se incluye dentro del alcance de la presente invención. En consecuencia, el alcance de la presente invención no pretende limitarse a las modalidades ilustrativas descritas anteriormente, sino solo por las reivindicaciones adjuntas y otras reivindicaciones (tanto nuevas como enmendadas) que pueden añadirse a la presente antes de la expiración de cualquier derecho basado en su totalidad o en parte en esta solicitud de patente. Además, tal alcance no debe interpretarse como limitado por el lenguaje literal de tales reivindicaciones, sino que pretende incluir cualquier modificación obvia o equivalentes estructurales o funcionales a las mismas, tanto conocidas como aún desconocidas.

Todas las definiciones como se usan en la presente descripción son únicamente para los propósitos de esta descripción. Estas definiciones no deben atribuirse necesariamente a otras patentes y/o solicitudes de patentes de propiedad común, ya sea relacionadas o no con esta descripción. Las definiciones, como se usan en la presente,

deben entenderse que controlan sobre las definiciones del diccionario, las definiciones en documentos incorporados por referencia y/o los significados ordinarios de los términos definidos.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de obtención de imágenes de rayos X (100) que comprende:

5 un detector de rayos X digital (102);  
una serie de generadores de rayos X distribuidos (104) configurados de manera que los generadores  
adyacentes (104a, 104b) proyecten haces superpuestos (106a, 106b) de radiación sobre la misma área  
(102a) del detector de rayos X digital (102) si se operan simultáneamente;  
10 un medio (108) para controlar selectivamente la emisión de rayos X de grupos de generadores de la serie  
de generadores de rayos X distribuidos (104) para separar temporalmente haces físicamente superpuestos  
de generadores adyacentes (104a, 104b);  
un medio (108) para controlar la adquisición de una pluralidad de datos de imágenes de rayos X obtenidos  
del detector de rayos X digital (102);  
15 un medio (108) de reconstrucción de la pluralidad de datos de imágenes de rayos X en una representación  
tridimensional;  
un medio para visualizar, analizar y almacenar la pluralidad de datos de imágenes de rayos X adquiridos  
del detector de rayos X digital (112); y  
un medio para el posicionamiento y la alineación de la serie de generadores de rayos X distribuidos (104)  
20 con relación al detector de rayos X digital (102) y un paciente (110) colocado entre la serie de generadores  
de rayos X distribuidos (104) y el detector de rayos X digital (102),  
de manera que cada uno de los generadores de rayos X distribuidos comprende solenoides planos  
alimentados individualmente colocados por encima de un emisor de electrones cuando se energizan para  
enfocar o desviar selectivamente el haz de electrones de manera que la mayoría de los electrones no  
golpeen un pequeño objetivo de bremsstrahlung transmisivo colocado a cierta distancia frente al emisor.

25 2. Un sistema de obtención de imágenes de rayos X (100) como en la reivindicación 1, de manera que la serie de  
generadores de rayos X distribuidos (104) comprende:

30 un medio para producir una diferencia de potencial entre la pluralidad de emisores y la pluralidad de  
objetivos;  
un medio de separación de los objetivos de los emisores; y  
un medio de filtrado de los fotones de rayos X generados.

35 3. El sistema de obtención de imágenes de rayos X (100) de acuerdo con la reivindicación 1, de manera que la  
serie de generadores de rayos X distribuidos (104) comprende:  
una serie plana de generadores de rayos X distribuidos.

40 4. Un sistema de obtención de imágenes de rayos X como en la reivindicación 1, de manera que la serie de  
generadores de rayos X distribuidos (104) comprende:  
una serie fija de generadores de rayos X distribuidos.

45

50

55

60

65

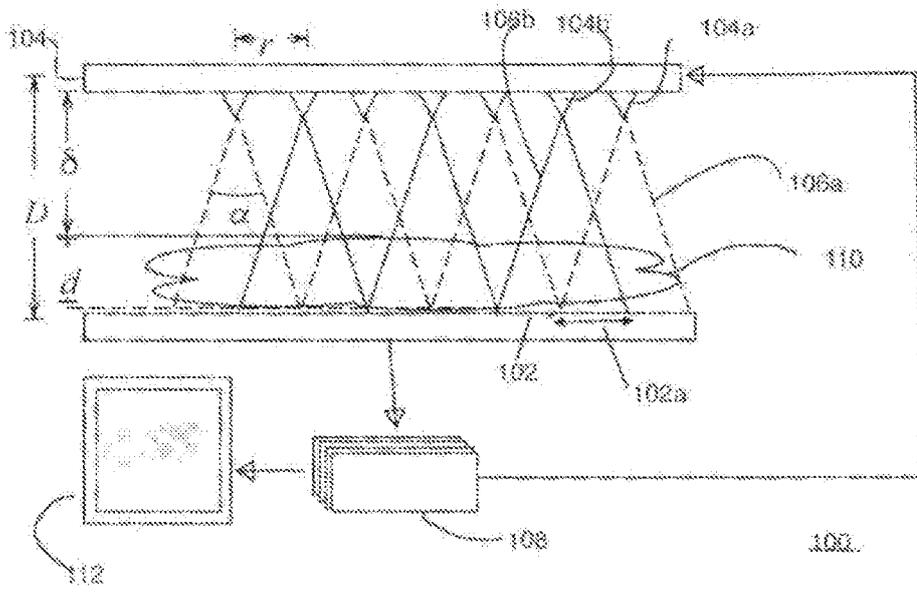


Figura 1: