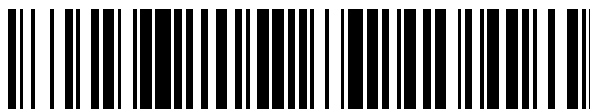


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 848 393**

51 Int. Cl.:

H01J 35/14 (2006.01)

H01J 35/06 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **19.10.2016** **PCT/GB2016/053259**

87 Fecha y número de publicación internacional: **26.04.2018** **WO18073554**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **19.10.2016** **E 16793968 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.11.2020** **EP 3529821**

54 Título: **Fuente de rayos X**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
09.08.2021

73 Titular/es:
ADAPTIX LTD (100.0%)
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, KRISTEN

74 Agente/Representante:
ELZABURU, S.L.P

ES 2 848 393 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

Fuente de rayos X

La presente invención se refiere en general a una fuente de formación de imágenes de rayos X, y más particularmente, a una fuente de formación de imágenes de rayos X portátil capaz de obtener imágenes de tomosíntesis sin movimiento y adecuada para imágenes dentales y de partes pequeñas del cuerpo/áreas pequeñas.

Las imágenes de rayos X convencionales se basan comúnmente en la radiografía plana. Este enfoque utiliza una única fuente de rayos X en forma de punto de alta energía compuesta por un conjunto de tubos de vacío capaces de generar un solo cono o haz de rayos X en forma de abanico sobre un amplio intervalo de energías y corrientes.

Tales sistemas requieren generalmente que la fuente de rayos X se coloque a una distancia significativa de la persona a la que se va a tomar la imagen para garantizar que los rayos X cubran un área suficiente y para mantener una "distancia segura para la piel", la distancia mínima necesaria para evitar una dosis de rayos x excesiva en un punto de entrada particular en la piel. Esta gran distancia de separación, o distancia entre la fuente y el objeto, requiere mucha energía. Para proporcionar esta energía, los sistemas de rayos X convencionales utilizan suministros de energía de gran tamaño, costosos y pesados (en decenas de kilogramos). Estos suministros de energía a menudo requieren refrigeración, lo que aumenta aún más el volumen, el peso y el coste del sistema. El resultado final es que tales sistemas convencionales son típicamente fijos (no portátiles) u ocupan un gran espacio e imponen un alto coste de capital a los usuarios finales, tales como hospitales, instalaciones de atención primaria, clínicas de detección y consultorios dentales.

Además, tales sistemas convencionales de una sola fuente (sin un pórtico u otros medios para mover la fuente) generalmente solo son capaces de generar imágenes bidimensionales (2D). Las imágenes bidimensionales (o planas) convencionales a menudo son inadecuadas para identificar características (o biomarcadores) esenciales para la detección y el diagnóstico clínicos. Esto es particularmente cierto en las imágenes dentales y de partes pequeñas del cuerpo/áreas pequeñas, tales como la mamografía.

En los diagnósticos dentales, las radiografías o radiografías intraorales (tomadas dentro de la boca) son las imágenes más comunes que se utilizan para diagnosticar problemas dentales. Pero debido a que las radiografías intraorales son bidimensionales, a menudo resultan inadecuadas para identificar una amplia variedad de problemas clínicos, como fracturas verticales de la raíz, pérdida ósea, inestabilidad del implante; y caries dental (deterioro dental), la última de las cuales es la enfermedad crónica más prevalente tanto en niños como en adultos, a pesar de ser en gran medida prevenible. Un desafío particular para los dentistas es confirmar la posición de un canal nervioso en relación con la raíz antes de la extracción del molar. Actualmente, los mejores dispositivos para tal procedimiento son los sistemas de tomografía computarizada de haz cónico (CBCT). Pero debido a la alta exposición a la radiación inherente a CBCT, típicamente 30-150 veces mayor que la de las imágenes dentales planas, generalmente se evita el uso de CBCT, especialmente en los casos en que el peligro que representa la afección no es lo suficientemente significativo como para merecer tal exposición. Además, debido al coste del equipo CBCT, muchos dentistas no tienen acceso a tales sistemas. Por lo tanto, con frecuencia se requiere que los dentistas actúen "bajo riesgo" con información limitada de imágenes de rayos X planas bidimensionales como guía.

Surgen problemas similares en otras aplicaciones de imágenes de áreas pequeñas. Por ejemplo, la mamografía es una técnica de imagenología médica especializada que utiliza rayos X para ver el interior de los senos y es una herramienta de diagnóstico médico esencial en la detección temprana de enfermedades de los senos. Pero la mamografía bidimensional es generalmente menos eficaz que la tomosíntesis de mama digital o la mamografía tridimensional (3D). En la tomosíntesis digital de mama, se capturan y se reconstruyen o "sintetizan" múltiples imágenes de la mama, en diferentes ángulos, en un conjunto de imágenes tridimensionales. Actualmente, la tomosíntesis de mama requiere mover la fuente de rayos X en un arco y detenerse en varios puntos, lo que aumenta el coste y el tiempo total de obtención de imágenes durante el cual la mama se mantiene en una paleta de compresión, lo que provoca malestar en la paciente.

Los estudios de población muestran que la detección con tomosíntesis de mama da como resultado una mejor detección temprana de los cánceres de mama, incluidos los cánceres pequeños que pueden ser difíciles de detectar con imágenes bidimensionales. La tomosíntesis de mama también da como resultado menos "devoluciones de llamada" o casos de exámenes de seguimiento, mayor precisión en la identificación del tamaño, forma y ubicación de las anomalías, menos biopsias, mayor probabilidad de detectar múltiples tumores e imágenes más claras de las anomalías.

La reducción de la dosis de radiación también es una preocupación importante en las imágenes de rayos X tridimensionales. Esta preocupación es particularmente apremiante en el caso de la tomografía computarizada (TC), quizás la técnica de imágenes tridimensionales más desarrollada disponible. La TC implica mover una fuente sobre un sujeto para recopilar una gran cantidad de proyecciones (escaneando efectivamente todos los ángulos de un paciente) y, a continuación, construir los datos en un conjunto de imágenes tridimensionales utilizables. Esta exploración de 360 grados lleva a los pacientes a estar expuestos a dosis de rayos X significativamente más altas que

en la radiología plana convencional (alrededor de 1,5 mSv para TC de dosis baja (LDCT) y hasta 8,0 mSv para TC de dosis completa).

Las estimaciones para 2007 aproximan que 29.000 cánceres futuros en EE. UU. pueden estar relacionados con las tomografías computarizadas realizadas solo en ese año. Esta alta incidencia de cáncer probablemente se deba a la alta exposición a los rayos X atribuible a la TC. De hecho, en el Reino Unido en 2008 se estimó que las tomografías computarizadas constituían el 68% de la dosis de rayos X a los pacientes, a pesar de representar menos del 10% de todos los procedimientos de rayos X. Por consiguiente, existe la necesidad de reducir el número de estudios de TC en la población, particularmente en casos que involucran pediatría, exámenes múltiples o estudios de seguimiento, y pacientes que padecen enfermedades crónicas.

La tomosíntesis digital proporciona una alternativa viable y de dosis más baja a la TC. Debido a que la tomosíntesis digital implica solo una exploración de ángulo parcial (o de barrido limitado) de un paciente (a diferencia de una exploración de 360 grados), los sistemas de tomosíntesis digital actuales pueden producir dosis de radiación efectivas de menos de una décima parte de la de las exploraciones de TC de tórax de dosis baja con solo un aumento de dosis del 30% en comparación con la radiografía de tórax convencional de dos vistas (Planar: 0,1 mSv, DT: 0,13 mSv).

No obstante, la tomosíntesis digital que utiliza sistemas convencionales basados en una sola fuente está limitada por el coste y la complejidad de tales sistemas. Los enfoques convencionales de la tomosíntesis generalmente implican tomar múltiples imágenes de un objeto estacionario o de una persona desde una variedad de direcciones (generalmente en un ángulo parcial de un área de interés en un paciente) y, a continuación, usar estas múltiples imágenes bidimensionales para reconstruir un conjunto de imágenes dimensionales. Por lo general, se necesita un pórtico mecánico para mover la fuente de rayos X única (tubos de vacío) a lo largo de una secuencia de ubicaciones, lo que aumenta el tamaño y el coste del sistema de rayos X. Además, debido a que las imágenes se toman secuencialmente, esta configuración requiere un tiempo total de captura de imagen más largo de lo que sería deseable de otra manera. Debido a su coste y complejidad, la tomosíntesis digital no se usa generalmente en aplicaciones dentales o, con la excepción de mamografías e imágenes de tórax, en aplicaciones de áreas pequeñas/partes del cuerpo pequeñas.

Por lo tanto, mientras que las imágenes bidimensionales (planas) convencionales son inadecuadas para identificar varios marcadores clínicamente relevantes en aplicaciones dentales y de miembros pequeños/áreas pequeñas, la TC a menudo se evita en tales casos debido a la posible exposición a altas dosis de radiación. Por lo tanto, existe la necesidad de lograr las mejoras de dosis a información demostradas por DT en el tórax y la mamografía, pero sin los costes y la complejidad inherentes a los sistemas de DT convencionales.

En consecuencia, existe la necesidad en la técnica de una fuente de rayos X más ampliamente disponible (por ejemplo, portátil, menos costosa y con una huella más pequeña) capaz de proporcionar unas imágenes de diagnóstico primarias más seguras (por ejemplo, dosis más baja), más precisas (tridimensionales). Hasta la fecha, no existe en el mercado ningún sistema de rayos X de tomosíntesis portátil y sin movimiento.

ZHANG J Y COL: "Stationary scanning x-ray source based on carbon nanotube field emitters", 19-21 LETRAS DE FÍSICA APLICADA, XP012065291, ISSN: 0003-6951, 1923750 describe una fuente de rayos X de exploración estacionaria basada en emisores de campo de nanotubos de carbono. El documento US2012051510 describe un sistema de captura de imágenes radiográficas. El documento US2004240616 describe dispositivos y procedimientos para producir múltiples haces de rayos X desde múltiples ubicaciones.

Es un objetivo de las realizaciones de la presente descripción proporcionar una fuente de rayos X portátil (al menos un orden de magnitud más pequeña que los sistemas convencionales), que permite la tomosíntesis a partir de una fuente sin movimiento. Otro objetivo de las realizaciones de la presente descripción es permitir la formación de imágenes de rayos X tridimensionales de alta resolución con solo un aumento mínimo de la dosis de radiación en comparación con las imágenes de rayos X bidimensionales convencionales.

A modo de ejemplo, y no de limitación, las realizaciones de la presente descripción incluyen una fuente de rayos X portátil compuesta por una pluralidad de generadores de rayos X. La pluralidad de generadores de rayos X están dispuestos en un conjunto distribuido, en el que cada generador de rayos X puede ser direccionable (o controlable) individualmente. De esta manera, la fuente de rayos X portátil puede ser capaz de realizar una exploración de ángulo parcial de una región de interés (como se requiere para la tomosíntesis), mientras que requiere distancias de separación más cortas y, por lo tanto, significativamente menos energía.

Además, la fuente de rayos X incluye una fuente de energía de alto voltaje capaz de alimentar los generadores de rayos X. En un aspecto, la fuente de energía de alto voltaje puede ser capaz de convertir el voltaje de la batería en alto voltaje, permitiendo así aplicaciones portátiles. La fuente de rayos X portátil incluye además un mecanismo, tal como un colimador grueso, capaz de colimar los rayos X emitidos para que estén dentro de un área limitada a una distancia determinada entre los generadores y el objeto o la persona de la que se va a tomar la imagen. El uso de un colimador grueso junto con distancias de separación más pequeñas reduce el potencial de exposición a radiación dañina para los pacientes y los operadores de la fuente.

El conjunto de generadores de rayos X distribuidos incluye una pluralidad de emisores de campo de electrones dispuestos en un conjunto de emisores. Además, el conjunto de generadores de rayos X distribuidos incluye una pluralidad de blancos hechos de un material eficaz en bremsstrahlung de alta energía, o que tienen un área hecha de dicho material. Las dianas pueden disponerse en un conjunto que tenga una configuración similar al conjunto de emisores, o pueden estar dispuestos de otro modo en pares, para permitir que los electrones emitidos por un emisor de electrones alcancen el blanco bremsstrahlung y produzcan así rayos X. La pluralidad de blancos y emisores de electrones puede mantenerse en un vacío, entre otras cosas, alojando los emisores y blancos en una cámara de vacío.

El conjunto de generadores de rayos X distribuidos incluye también un espaciador, capaz de mantener una separación adecuada entre, y aislar, los emisores de los blancos. Además, la red de generadores de rayos X distribuidos incluye una pluralidad de controladores de emisión, tales como, pero sin limitarse a, bobinas de solenoide alimentadas selectivamente, capaces de controlar la emisión de rayos X de cada blanco. El generador de rayos X distribuidos incluye además un filtro que sirve para bloquear o eliminar rayos X de baja energía, no beneficioso para la obtención de imágenes de rayos X, y puede incluir un conjunto de colimadores, que puede servir para reducir el ángulo de los rayos X emitidos desde la fuente.

Las características, rasgos y ventajas anteriores y otras de las realizaciones de la presente invención resultarán evidentes a partir de la siguiente descripción detallada, tomada junto con los dibujos adjuntos, que ilustran, a modo de ejemplo, los principios de la invención. Esta descripción se proporciona solo a modo de ejemplo, sin limitar el alcance de la invención. Las cifras de referencia citadas a continuación se refieren a los dibujos adjuntos.

La Figura 1 es un ejemplo de una fuente de rayos X de acuerdo con aspectos de la presente descripción.

La Figura 2 muestra una comparación en paralelo de una fuente de rayos X convencional de fuente única basada en un tubo y un ejemplo de una fuente de rayos X de acuerdo con aspectos de la presente descripción.

La Figura 3 muestra un ejemplo de una pluralidad de controles de emisión de acuerdo con aspectos de la presente descripción.

La presente invención se describirá con respecto a ciertos dibujos, pero la invención no se limita a los mismos, sino únicamente a las reivindicaciones. Los dibujos descritos son solo esquemáticos y no limitativos. Cada dibujo puede no incluir todas las características de la invención y, por lo tanto, no debe considerarse necesariamente como una realización de la invención. En los dibujos, el tamaño de algunos de los elementos puede ser exagerado y no estar dibujado a escala con fines ilustrativos. Las dimensiones y las dimensiones relativas no corresponden a las reducciones reales de la práctica de la invención.

Además, los términos primero, segundo, tercero y similares en la descripción y en las reivindicaciones se utilizan para distinguir entre elementos similares y no necesariamente para describir una secuencia, ya sea temporal, espacialmente, en clasificación o de cualquier otra manera. Debe entenderse que los términos así usados son intercambiables en circunstancias apropiadas y que la operación es posible en otras secuencias que las descritas o ilustradas en esta memoria.

Además, los términos superior, inferior, por encima, por debajo y similares en la descripción y las reivindicaciones se utilizan con fines descriptivos y no necesariamente para describir posiciones relativas. Debe entenderse que los términos usados de este modo son intercambiables en circunstancias apropiadas y que el funcionamiento es posible en otras orientaciones distintas de las descritas o ilustradas en esta memoria.

Debe observarse que el término "que comprende", utilizado en las reivindicaciones, no debe interpretarse como restringido a los medios enumerados a continuación; no excluye otros elementos o etapas. Por tanto, debe interpretarse como una especificación de la presencia de las características, números enteros, etapas o componentes indicados como se hace referencia, pero no excluye la presencia o adición de una o más características, números enteros, etapas o componentes o grupos de los mismos. Por lo tanto, el alcance de la expresión "un dispositivo que comprende los medios A y B" no debe limitarse a dispositivos que constan únicamente de los componentes A y B. Significa que, con respecto a la presente invención, los únicos componentes relevantes del dispositivo son A y B.

De manera similar, debe observarse que el término "conectado", utilizado en la descripción, no debe interpretarse como restringido únicamente a conexiones directas. Por lo tanto, el alcance de la expresión "un dispositivo A conectado a un dispositivo B" no debe limitarse a dispositivos o sistemas en los que una salida del dispositivo A está conectada directamente a una entrada del dispositivo B. Significa que existe una ruta entre una salida de A y una entrada de B que puede ser una ruta que incluye otros dispositivos o medios. "Conectado" puede significar que dos o más elementos están en contacto físico o eléctrico directo, o que dos o más elementos no están en contacto directo entre sí pero aun así cooperan o interactúan entre sí. Por ejemplo, se contempla la conectividad inalámbrica.

La referencia a lo largo de esta especificación a "una realización" o "un aspecto" significa que un rasgo, estructura o característica particular descrita en relación con la realización o aspecto se incluye en al menos una realización o aspecto de la presente invención. Por lo tanto, las apariciones de las frases "en una realización", "en una realización" o "en un aspecto" en varios lugares a lo largo de esta especificación no se refieren necesariamente a la misma realización o aspecto, pero pueden referirse a diferentes realizaciones o aspectos. Además, los rasgos, estructuras o

características particulares de cualquier realización o aspecto de la invención pueden combinarse de cualquier manera adecuada, como resultará evidente para un experto en la materia a partir de esta descripción, en una o más realizaciones o aspectos.

De manera similar, debe apreciarse que en la descripción varias características de la invención a veces se agrupan en una única realización, figura o descripción de la misma con el fin de simplificar la descripción y ayudar en la comprensión de uno o más de los diversos aspectos de la invención. Sin embargo, este procedimiento de descripción no debe interpretarse como un reflejo de la intención de que la invención reivindicada requiera más características de las que se mencionan expresamente en cada reivindicación. Además, la descripción de cualquier dibujo o aspecto individual no debe considerarse necesariamente como una realización de la invención. Más bien, como reflejan las siguientes reivindicaciones, los aspectos inventivos se encuentran en menos de todas las características de una única realización descrita anteriormente. Por tanto, las reivindicaciones que siguen a la descripción detallada se incorporan expresamente en esta descripción detallada, y cada reivindicación se mantiene por sí sola como una realización separada de esta invención.

Además, aunque algunas realizaciones descritas en esta memoria incluyen algunas características incluidas en otras realizaciones, se pretende que las combinaciones de características de diferentes realizaciones estén dentro del alcance de la invención y formen aún más realizaciones, como entenderán los expertos en la materia. Por ejemplo, en las siguientes reivindicaciones, cualquiera de las realizaciones reivindicadas puede usarse en cualquier combinación.

En la descripción proporcionada en esta memoria, se exponen numerosos detalles específicos. Sin embargo, se entiende que las realizaciones de la invención se pueden poner en práctica sin estos detalles específicos. En otros casos, los procedimientos, estructuras y técnicas bien conocidos no se han mostrado en detalle para no complicar la comprensión de esta descripción.

En la discusión de la invención, a menos que se indique lo contrario, la descripción de valores alternativos para el límite superior o inferior del intervalo permitido de un parámetro, junto con una indicación de que uno de dichos valores es más preferido que el otro, debe interpretarse como una declaración implícita de que cada valor intermedio de dicho parámetro, que se encuentra entre la más preferida y la menos preferida de dichas alternativas, es en sí misma preferida a dicho valor menos preferido y también a cada valor que se encuentra entre dicho valor menos preferido y dicho valor intermedio.

El uso del término "al menos uno" puede significar solo uno en determinadas circunstancias.

Los principios de la invención se describirán ahora mediante una descripción detallada de al menos un dibujo relativo a características ejemplares de la invención. Está claro que se pueden configurar otras disposiciones de acuerdo con el conocimiento de los expertos en la materia sin apartarse del concepto subyacente o de la enseñanza técnica de la invención, estando limitada la invención únicamente por los términos de las reivindicaciones adjuntas.

Se describirán realizaciones de la presente descripción con respecto a ciertos dibujos, pero la (s) invención (es) no están limitadas a los mismos sino únicamente por las reivindicaciones. Los dibujos descritos son solo esquemáticos y no limitativos. Cada dibujo puede no incluir todas las características de la invención y, por lo tanto, no debe considerarse necesariamente como una realización de la invención. En los dibujos, el tamaño de algunos de los elementos puede ser exagerado y no estar dibujado a escala con fines ilustrativos. Las dimensiones y las dimensiones relativas no corresponden a las reducciones reales de la práctica de la invención.

La Figura 1 muestra un ejemplo de una fuente de rayos X portátil 100 según aspectos de la presente descripción. La fuente de rayos X portátil 100 puede comprender una pluralidad de generadores de rayos X 102, en los que cada generador de rayos X 102 puede ser capaz de producir un pequeño cono (o "conelet") de radiación de rayos X. La pluralidad de generadores de rayos X 102 puede disponerse como un conjunto de generadores de rayos X distribuidos 103, y en un aspecto preferido de la presente descripción puede comprender una fuente de rayos X de panel plano (FPS) como se describe en el documento PCT/US2016/014782 a Travish, y col.

El uso del conjunto del generador de rayos X distribuido 103 proporciona varias mejoras sobre los sistemas actuales y se aparta de los enfoques convencionales para la obtención de imágenes de rayos X, que generalmente se enfocan en una fuente única basada en tubos (tubo de vacío) y desaconsejan los sistemas que utilizan fuentes distribuidas.

La Figura 2 proporciona una comparación lado a lado de una fuente de rayos X convencional de fuente única basada en un tubo 200 (como se usa típicamente en la formación de imágenes dentales) con una fuente de rayos X portátil 100 de acuerdo con aspectos de la presente descripción. La fuente de rayos X basada en tubo 200 es capaz de generar un cono de rayos X 201. El cono de rayos X 201 puede incidir sobre el objeto 203 (por ejemplo, la boca del paciente), donde el detector 202 puede medir la intensidad (y por lo tanto la atenuación de cono de rayos X 201 causado por el objeto 203) para formar una radiografía bidimensional (o sombragrama). Para una fuente de exploración de rayos X intraoral estándar 200, normalmente se debe colocar al menos a 20 cm del objeto 203.

A la inversa, la fuente de rayos X portátil 100 puede incluir un conjunto de generador de rayos X distribuido 103 (por ejemplo, un conjunto bidimensional fijo) que comprende un espaciado de paso moderado (por ejemplo, en el intervalo de mm a cm). Cada generador 102 puede ser direccionable individualmente para permitir que el conjunto de

generadores de rayos X distribuidos 103 produzca múltiples conelets angularmente diversos (por ejemplo, conelets 204a y conelets 204b), lo que permite que la fuente de rayos X portátil 100 obtenga una imagen del objeto 203 (o más específicamente una región de interés) desde ángulos suficientes para generar una reconstrucción tridimensional sin necesidad de movimiento de la fuente; en otras palabras, por tomosíntesis sin movimiento. Debido a que la fuente de rayos X portátil 100, a diferencia de los sistemas tomográficos convencionales tales como CBCT, no requiere costosos motores de precisión controlados por ordenador, el coste y la complejidad de la fuente de rayos X portátil 100 se reducen significativamente en comparación con los sistemas convencionales.

El diseño del generador de rayos X distribuido 103 también permite colocar la fuente de rayos X portátil 100 más cerca del detector 202, aproximadamente a 12 cm del objeto 203 en contraposición a los 20 cm de la radiografía intraoral estándar. Esta reducción en la distancia de separación (distancia entre la fuente y el objeto) permite reducir significativamente el peso y la energía de la fuente de rayos X portátil 100 en comparación con las fuentes convencionales, tal como la fuente de rayos X basada en tubo 200. Esto a su vez elimina la necesidad de costosos suministros de energía, lo que reduce significativamente el coste de la fuente de rayos X portátil 100 en comparación con los sistemas convencionales.

La reducción en el peso y la energía de entrada es parcialmente atribuible al hecho de que la radiación disminuye como un cuadrado de distancia, ya que tales realizaciones de la presente descripción solo pueden requerir aproximadamente $\frac{1}{4}$ de intensidad de rayos X (y por tanto $\frac{1}{4}$ de energía de entrada) de los sistemas convencionales. El diseño del conjunto del generador de rayos X distribuido 103 (por ejemplo, direccionalidad y espaciado de tono moderado) también permite velocidades de adquisición más rápidas en comparación con los sistemas tomográficos convencionales, porque a diferencia de los sistemas convencionales que normalmente requieren movimiento mecánico para lograr ángulos de exploración suficientes, las realizaciones de la presente descripción son capaces de tomosíntesis sin movimiento. La eliminación de la necesidad de un pórtico reduce el tamaño, el peso, la complejidad y el coste de la fuente de rayos X portátil 100 en comparación con el sistema convencional. Además, esta velocidad de adquisición más rápida puede reducir la cantidad de tiempo que los pacientes necesitan para permanecer inmóviles y, por lo tanto, puede aumentar la comodidad del paciente.

En un aspecto de la presente descripción, la fuente de rayos X portátil 100 puede pesar aproximadamente 4 kg y caber en una bolsa de cámara estándar. Por el contrario, una unidad de rayos X dental estándar montada en la pared puede pesar casi 40 kg, mientras que un sistema portátil bidimensional suele pesar alrededor de 6 kg.

El coste de la fuente de rayos X portátil 100 también se reduce mediante la eliminación de los tubos de vacío, que tienden a ser frágiles, tienen una vida corta y un uso limitado fuera de los entornos hospitalarios. En marcado contraste, el conjunto de generadores de rayos X distribuidos 103 se puede fabricar en una fundición de semiconductores, lo que reducirá el coste de fabricación, despliegue y mantenimiento de la fuente de rayos X portátil 100.

Los ahorros de costes, el bajo perfil y la portabilidad de las realizaciones de la presente descripción pueden disminuir la carga para los usuarios finales, tales como hospitales, centros de atención primaria y consultorios dentales, que a menudo deben realizar grandes inversiones de capital en sistemas de imágenes, y por lo tanto, puede aumentar la disponibilidad de imágenes de rayos X tridimensionales. Por ejemplo, implementar una fuente de imágenes de rayos X tridimensional portátil dentro de una consulta de múltiples dentistas sería transformador dado que, debido al coste del equipo, muchos dentistas no tienen acceso a CBCT u otros sistemas de imágenes tridimensionales y, por lo tanto, a menudo se ven obligados a depender de imágenes de rayos X planas bidimensionales limitadas.

Las distancias de separación más cortas que pueden lograrse mediante las realizaciones de la presente descripción también permiten una reducción de la dispersión de radiación (dispersión lateral y retrodispersión), que a su vez reduce el riesgo de exposición a rayos X para operadores de rayos X y trabajadores clínicos. La radiación de dispersión puede reducirse aún más mediante el uso de un colimador grueso 115, que puede absorber rayos X que no son útiles para fines de obtención de imágenes, tales como rayos X fuera de la región de interés del objeto (ROI) 203, al mismo tiempo que permite rayos X útiles para obtener imágenes para alcanzar la ROI.

El colimador grueso 115 puede comprender una estructura hecha de materiales atenuantes de rayos X (por ejemplo, material (es) de alta densidad con alta absorción de rayos X). En un aspecto, el colimador grueso 115 puede comprender un plano elevado (o paredes) que limitan el área iluminada por la fuente portátil de rayos X 100 a una ROI. De esta manera, el colimador grueso 115 puede reducir las dosis de fotones de rayos X sin formación de imágenes disminuyendo, si no eliminando, la retrodispersión de rayos X y la dispersión lateral. Por tanto, el colimador grueso 115 puede servir para minimizar la exposición a radiación innecesaria y potencialmente dañina, sin afectar a la calidad de la imagen de rayos X.

El uso de tal colimador grueso 115 es particularmente útil para la formación de imágenes donde el área activada de los detectores es pequeña, y en los casos en los que los órganos sensibles están adyacentes al área de la que se formará la imagen. Un ejemplo de este caso de uso son las imágenes dentales: los detectores intraorales suelen ser de 2 cm x 4 cm o más pequeños y los dientes y las mandíbulas de interés se encuentran muy cerca del cerebro.

Volviendo a la Figura 1, el conjunto de generadores de rayos X distribuidos 103 puede comprender una pluralidad de emisores 104 de campo de electrones alineados o emparejados de otra manera con una pluralidad de dianas 106. De

esta manera, cada generador 102 puede estar compuesto por un emisor 104 de campo de electrones emparejado con una diana 106. Cada emisor de campo de electrones 104 puede ser capaz de generar un haz de electrones que puede dirigirse a una diana 106, tal como un material eficaz en bremsstrahlung de alta energía, para producir rayos X.

La pluralidad de emisores de campo de electrones 104 (y por tanto la pluralidad de dianas 106) puede disponerse como un conjunto de emisores 105. El conjunto de emisores 105 puede comprender cualquiera de varias configuraciones, incluyendo un conjunto bidimensional que forma una rejilla cuadrada; una rejilla triangular también conocida como "paquete hexagonal", o los emisores 104 de campo de electrones pueden estar espaciados aleatoriamente. El espaciado y el patrón del conjunto de emisores 104 pueden variarse basados en o determinados por varios factores, incluido el uso final, la geometría de la aplicación de imágenes o la resolución de imagen deseada, entre otros.

Los emisores de campo de electrones 104 pueden fabricarse a partir de una variedad de materiales conductores que incluyen, entre otros, silicio dopado, tungsteno o aleaciones de tungsteno, o metales altamente conductores, tales como cobre o aluminio. Alternativamente (o en conjunto), puede ser deseable recubrir los emisores de campo de electrones 104 (o sus puntas) con una capa protectora o película de tungsteno, nitruro de titanio, carbono tipo diamante u otro material conductor robusto.

Como se ha indicado, el conjunto de generadores de rayos X distribuidos 103 puede comprender una pluralidad de dianas 106 hechas de uno o más materiales capaces de convertir electrones incidentes a través de procesos físicos en rayos X. En un aspecto de la presente descripción, cada diana 106 puede comprender una película metálica hecha de un material o materiales eficaces en bremsstrahlung de alta energía, tales como tungsteno, molibdeno, renio, oro u otros metales pesados. En otro aspecto, cada diana 106 puede estar hecha de dos o más metales, o puede comprender más de una capa de materiales, de modo que cada diana 106 puede incluir un área pequeña compuesta por un material bremsstrahlung eficaz (por ejemplo, tungsteno) y un área adyacente hecha de un material de baja Z (por ejemplo, silicio).

Las dianas 106 pueden ser autoportantes o pueden estar soportadas por un sustrato eléctricamente conductor, que puede servir para completar el circuito eléctrico (entre la pluralidad de emisores de campo electrónico 104 y las dianas 106) y para disipar la energía térmica depositada por el haz de electrones. En un ejemplo, la diana 106 puede comprender una película delgada de tungsteno soportada por un sustrato de silicio, u otro material conductor, elemento ligero, tal como aluminio. En otra realización más, el sustrato puede estar hecho de un material aislante que tenga un revestimiento conductor.

La diana 106 puede tener una variedad de geometrías, que incluyen, entre otras, una forma de "rosquilla", una forma circular o puede incorporar líneas rectas. Como entendería una persona experta en la materia, el espesor de la diana 106 puede variar dependiendo del número atómico del material de la diana 106, las propiedades térmicas del material de la diana 106 o la energía del haz de electrones que incidirán en la diana 106. En un aspecto de la presente descripción, el espesor de cada diana 106 puede estar entre 1 y 100 μm .

El campo de electrones generado por los emisores de campo de electrones 104 puede ser suficientemente intenso para ionizar moléculas de gas próximas a los emisores de campo de electrones 104 (por ejemplo, en los planos + z y/o -z). Esta ionización puede impedir la producción de rayos X útiles porque, entre otras cosas, los gases ionizados pueden dispersar los electrones emitidos y dañar los emisores 104 del campo de electrones y las dianas 106. En consecuencia, puede ser deseable minimizar, si no eliminar, ionización de la molécula de gas manteniendo un vacío entre los emisores del campo de electrones 104 y las dianas 106, entre otras cosas, alojando los emisores 104 y las dianas 106 en un entorno de vacío o de baja presión.

En un aspecto de la presente descripción, tal entorno de vacío (baja presión) puede lograrse mediante la fabricación de un conjunto de generadores de rayos X distribuidos 103 a alto vacío y, a continuación, alojando un conjunto de generadores de rayos X distribuidos 103 (y por lo tanto emisores de campo de electrones 104 y dianas 106) dentro de una cámara capaz de mantener el entorno de vacío (baja presión). El entorno de vacío se puede mantener durante la vida útil de la fuente de rayos X portátil 100 utilizando un captador de vacío, que puede ser capaz de combinar o absorber químicamente moléculas de gas. El absorbente de vacío puede revestirse en una superficie interna o unirse a la cámara de vacío que alberga el conjunto de generadores de rayos X distribuidos 103. Como reconocería un experto en la materia en vista de la presente descripción, otros mecanismos pueden ser adecuados para mantener un entorno de vacío requerido, tal como bombas mecánicas y de iones.

Las dianas 106 pueden depositarse en la superficie interior de la cámara de vacío, que alberga el conjunto de generadores de rayos X distribuidos 103. Esta configuración proporciona una gran mejora con respecto a las fuentes convencionales basadas en tubos al depositar las dianas 106 en la superficie interior de la cámara de vacío, el calor generado en las dianas 106 se puede disipar más fácilmente por conducción (por ejemplo, el exceso de calor se puede disipar en toda la cámara), haciendo que la fuente de rayos X portátil 100 sea más fácil de enfriar que los sistemas convencionales. En marcado contraste, las dianas o ánodos de las fuentes de rayos X convencionales se alojan dentro del tubo de vacío de la fuente, lo que dificulta el enfriamiento porque debe depender de la radiación para disipar el calor.

- El conjunto de generador de rayos X 103 distribuido puede incluir también una puerta, que puede ser capaz de controlar la emisión de electrones de los emisores de campo de electrones 104. La puerta puede comprender una pluralidad de estructuras conductoras a través de las cuales pueden pasar los electrones y se puede aplicar un voltaje. Alternativamente, la puerta puede ser capaz de suprimir el campo de electrones generado entre los emisores 104 de campo de electrones y las dianas 106. A modo de ejemplo, la puerta puede comprender una placa conductora con orificios capaces de permitir que pasen los electrones de los emisores de campo de electrones 104. En otra realización, la puerta puede comprender una serie de estructuras anulares individuales, cada una de las cuales está asociada con un emisor de campo de electrones 104. La puerta puede incluir también un sustrato aislante revestido con un material conductor.
- En un aspecto de la presente descripción, la puerta puede ser alimentada por un suministro de energía de alto voltaje 109 de la fuente de rayos X portátil 100. En otro aspecto, el voltaje para cada porción de la puerta asociada con un emisor de campo de electrones particular 104, tal como un conjunto particular de agujeros o estructuras anulares, se puede controlar individualmente.
- La puerta puede eliminarse por completo de modo que el conjunto de generadores de rayos X distribuidos 103 puede comprender una configuración de diodo (por ejemplo, estructuras de cátodo y ánodo sin una puerta). Esta configuración de diodo típicamente tiene un intervalo de voltaje operativo limitado debido a la naturaleza exponencial de la emisión de campo (por ejemplo, la corriente emitida depende exponencialmente del voltaje aplicado), pero es más simple de producir y puede ser más fiable que una configuración de triodo, o una configuración que incluye una puerta. No obstante, los triodos pueden ofrecer varios beneficios, incluida la capacidad de controlar de forma independiente el voltaje de emisión y el voltaje de aceleración (o final). Por consiguiente, basándose en el uso y otras consideraciones de diseño, puede ser deseable seleccionar una configuración sobre otra. A modo de ejemplo, en el caso de una fuente de imágenes dentales, donde son aceptables voltajes fijos o casi fijos, puede ser preferible una configuración de diodo.
- Con referencia a la Figura 1, la fuente de rayos X portátil 100 puede incluir también un espaciador 108 dispuesto entre los emisores de campo de electrones 104 y las dianas 106. El espaciador 108 puede servir para mantener la separación requerida entre los emisores de campo de electrones 104 y las dianas 106, y para aislar los emisores de campo de electrones 104 de las dianas 106.
- El espaciador 108 puede variar en espesor dependiendo de los materiales usados y los voltajes aplicados (la diferencia de potencial entre los emisores de campo de electrones 104 y las dianas 106). Por ejemplo, los voltajes más grandes pueden requerir más distancia entre los emisores 104 de campo de electrones y las dianas 106 y, por lo tanto, pueden requerir un espaciador 108 más grueso. A la inversa, se puede usar un espaciador 108 más delgado con voltajes más pequeños. En aspectos de la presente descripción, el espaciador 108 puede tener entre 1 mm y 30 mm de espesor. En otro aspecto, el espaciador 108 puede tener un espesor de entre 5 mm y 15 mm. Y en otro aspecto más, el espaciador 108 puede tener un espesor de entre 15 mm y 30 mm.
- El espaciador 108 puede estar hecho de vidrio, vidrio de borosilicato, cerámica u otro material adecuado, como entendería un experto en la materia en vista de la presente descripción, y puede tener varias configuraciones. En un aspecto de la presente descripción, el espaciador 108 puede ser sustancialmente cilíndrico. En otro aspecto más que implica una configuración de triodo, el espaciador 108 puede estar formado por dos partes, de modo que permita la separación o extracción de la puerta del conjunto del generador de rayos X distribuido 103.
- El espaciador 108 puede servir además como parte de la cámara de vacío que puede albergar emisores de campo de electrones 104 y dianas 106. Alternativamente, el espaciador 108 puede no servir para formar o mantener tal vacío.
- La fuente de rayos X portátil 100 puede incluir además un suministro de energía de alto voltaje 109, que puede ser capaz de producir una gran diferencia de potencial (voltaje) entre los emisores de campo de electrones 104 y las dianas 106. En un aspecto de la presente descripción, el suministro de energía de alto voltaje 109 puede ser capaz de convertir el voltaje de línea, tal como el voltaje común que se encuentra en una toma de corriente estándar, en voltaje alto. Alternativamente, el suministro de energía 109 puede conectarse a una o más baterías 107 y puede ser capaz de convertir el voltaje de la batería en alto voltaje.
- El suministro de energía de alto voltaje 109 puede ser capaz de producir (pero no se limita a) voltajes de hasta -120 kV. En otro aspecto de la presente descripción, el suministro de energía de alto voltaje 109 puede producir voltajes entre -20 y -120 kV. Alternativamente, el suministro de energía de alto voltaje 109 puede producir voltajes positivos y, en un aspecto adicional, puede funcionar a un voltaje fijo entre 50 kV y 70 kV. En otro aspecto más de la presente descripción, el suministro de energía 109 puede ser capaz de funcionar a dos o más voltajes, secuencialmente o en paralelo.
- Los suministros de energía de alto voltaje (por ejemplo, -30 kV a -80 kV), como se describe en la presente descripción, funcionan contrariamente a los enfoques convencionales de formación de imágenes de rayos X. En particular, los enfoques convencionales enseñan que los emisores de campo de electrones deben ser impulsados por suministros de energía de baja a moderada, y enseñan a evitar el uso de suministros de energía de alto voltaje 109. Los enfoques

convencionales también enseñan a evitar los suministros de energía compactos, donde la brecha entre el suelo y el plano de alta tensión se minimizan.

Como se ilustra en la Figura 1, la geometría del suministro de energía de alto voltaje 109 puede seguir generalmente a la de los emisores de campo de electrones 104 y las dianas 106, y el plano de salida del suministro de energía de alto voltaje 109 puede tocar los emisores de campo de electrones 104 para formar un contacto eléctrico. En un aspecto de la presente descripción adecuado para radiología dental, el suministro de energía de alto voltaje 109 puede tener un espesor de 30 mm con un tamaño transversal de 150 mm por 150 mm. La fuente de rayos X portátil 100 puede estar empaquetada en líquido (aceites aislantes) y/o sólido (masilla, encapsulado), para proporcionar el aislamiento requerido para el alto voltaje del suministro de energía de alto voltaje 109.

En otra realización (no ilustrada), el conjunto de generadores de rayos X distribuidos 103 puede ser alimentado por una pluralidad de cristales ferroeléctricos como se describe en el documento PCT/US2010/044762. Alternativamente, como entendería una persona experta en vista de la presente descripción, el conjunto de generadores de rayos X distribuidos 103 puede ser alimentado por cualquier número de dispositivos capaces de producir el voltaje deseado.

La fuente de rayos X portátil 100 puede incluir además una pluralidad de controles de emisión 110. La pluralidad de controles de emisión 110 puede ser capaz de controlar (por ejemplo, desenfocar/enfocar o desviar/dirigir) electrones emitidos por emisores de campo de electrones 104. De esta manera, El control de emisión 110 puede ser capaz de regular la emisión de rayos X por cada generador 102. A su vez, esto permite que cada generador 102 sea direccionable individualmente (controlable) y, por lo tanto, permite que el conjunto de generadores de rayos X distribuidos 103 genere temporalmente separados, pero superpuestos físicamente conelets de rayos X. Esto permite una cobertura perfecta de un objeto que se va a captar y un uso máximo del flujo disponible mientras se mantiene la capacidad de tener distancias mínimas de separación.

La pluralidad de controles 110 de emisión puede ser capaz de desenfocar/enfocar o desviar/dirigir haces de electrones desde un emisor 104 de campo de electrones, individualmente hacia o lejos de la diana 106, y por lo tanto puede afectar a la producción o el cese de rayos X respectivamente. Un experto en la materia apreciará que el control de emisiones no se limita a un enfoque, y se puede usar en combinación con uno o más procedimientos, incluso a través de medios electrostáticos, magnetoestáticos y electromagnéticos. Uno de estos enfoques se describe en el documento PCT/GB2015/050639.

La Figura 3 muestra un ejemplo de una pluralidad de controles de emisión 110 que comprenden una pluralidad de bobinas o imanes alimentados selectivamente (bobinas/imanés) 301. Las bobinas/imanés 301 pueden ser capaces de evitar que los haces de electrones 304 emitidos por un emisor 104 de campo de electrones alcancen una parte de una diana 106 compuesta por un material eficaz en bremsstrahlung de alta energía y, por tanto, puede ser capaz de controlar la emisión de rayos X.

Como se ilustra en la Figura 3, el flujo de salida (haz de electrones 304) del emisor de campo de electrones 104 puede controlarse mediante el uso de campos electromagnéticos generados por bobinas/imanés 301 de manera que cuando se energizan o "activan" 302 los campos producidos desvían el haz de electrones 304 hacia fuera desde la trayectoria balística/eje 307 y hacia la diana 106. Cuando las bobinas/imanés 301 están "desactivados" 303, el haz de electrones 304 continúa directamente en el eje 307 y alcanza el sustrato 305, que puede estar compuesto de materiales de bajo número atómico que solo generan bajos fotones de energía que no producen señal. Por lo tanto, el estado de las bobinas/imanés 301 (en 302 o en 303) sirve como un control de la generación de rayos X 306 de un emisor dado.

En un aspecto de la presente descripción, la diana 106 puede comprender un área discreta hecha de un material bremsstrahlung eficaz, tal como tungsteno, un área adyacente hecha de un material de baja Z, tal como silicio, y un soporte hecho de un material conductor, tal como el aluminio. Se pueden utilizar lentes o yugos para alargar el campo magnético en la dirección del eje del haz y compactarlo fuera del eje.

En una realización adicional de la presente descripción, las bobinas/imanés alimentados selectivamente individuales 301 pueden disponerse en grupos de bobinas/imanés en un patrón esencialmente equivalente al del conjunto de emisores 105. Los grupos pueden comprender cuatro bobinas/imanés 301 capaces de crear un campo magnético dipolo dispuesto alrededor de cada emisor de campo de electrones 104. Alternativamente, los grupos pueden comprender ocho o más bobinas/imanés 301 dispuestos de tal manera que un conjunto central de bobinas crea un campo dipolo para desviar la trayectoria del haz del emisor de campo de electrones 104 y las bobinas/imanés circundantes 301 se utilizan para compensar el campo disperso de las bobinas/imanés centrales 301, estando configurados estos grupos en un patrón esencialmente equivalente al del conjunto de emisores 105.

En aspectos de la presente descripción, puede ser necesario que la bobina de solenoide 301 desvíe el haz de electrones a una distancia de 0,1 mm a 1,25 mm de la trayectoria nominal. El documento PCT/GB2015/050639 describe procedimientos para lograr dicha desviación utilizando bobinas de alta corriente. En particular, utilizando grupos de bobinas, como se describe en esta memoria, se pueden lograr resultados similares a corrientes bajas.

La fuente de rayos X portátil 100 puede incluir también un mecanismo capaz de controlar selectivamente la emisión de rayos X del conjunto de generadores de rayos X distribuidos 103. En un aspecto de la presente descripción, dicho mecanismo puede comprender uno o varios circuitos, tal como un circuito (s) de temporización y direccionamiento,

capaces de activar selectivamente uno o más controladores 110, tales como bobinas de solenoide 301, en una secuencia predeterminada. Las dianas 106 y la pluralidad de controladores 110 de emisión pueden disponerse de manera que la fuente de rayos X portátil 100 funcione normalmente en el modo activado. Alternativamente, pueden disponerse de manera que la fuente de rayos X portátil 100 funcione normalmente en modo desactivado. Además, el mecanismo de control (por ejemplo, circuito electrónico) puede ser capaz de detener automáticamente la emisión de fotones de rayos X después de que se alcance un nivel de señal de detector predeterminado.

La fuente de rayos X portátil 100 puede incluir también un filtro capaz de eliminar o bloquear la radiación que no contribuye a la formación de imágenes de rayos X, tal como los rayos X de baja energía absorbidos completamente por el tejido. De esta manera, el filtro puede minimizar la exposición innecesaria a rayos X de pacientes, radiógrafos, tecnólogos, médicos, dentistas, etc., sin afectar negativamente a las imágenes de rayos X. En un aspecto de la presente descripción, el filtro puede ser extraíble. El filtro también puede estar codificado de modo que la electrónica de control pueda determinar el filtro específico en uso.

Como entendería un experto en vista de la presente descripción, el filtro puede estar hecho de una variedad de materiales y puede tener un espesor variable dependiendo del voltaje de funcionamiento o del uso final deseado de la fuente de rayos X portátil 100. Como ejemplo, el filtro puede comprender una hoja de aluminio de entre 1 mm y 10 mm de espesor. Alternativamente, el filtro puede comprender una hoja de cobre de entre 1 mm y 5 mm de espesor. En otro aspecto más, el filtro puede comprender una pila de materiales alternos de número atómico más alto y número atómico más bajo, tales como aluminio y carbono.

La fuente de rayos X portátil 100 puede incluir un conjunto de colimadores, que puede servir para estrechar el ángulo de los rayos X emitidos y, por tanto, facilita además la cobertura fraccionada de una región de interés. El conjunto de colimadores puede ser como se describe en el documento PCT/GB2015/050637 de Travish, y col. Alternativamente, el conjunto de colimadores puede comprender una placa hecha de material de alta densidad que tiene una pluralidad de orificios de tamaño apropiado, donde los orificios son capaces de permitir que los rayos X se transmitan con ángulos de apertura específicos. Tal material de alta densidad puede incluir tungsteno, acero o una aleación hecha de materiales similares que tengan altos coeficientes de atenuación de rayos X.

En otro aspecto de la presente descripción, el conjunto de colimadores puede comprender una pluralidad de tubos, donde cada tubo puede ser capaz de controlar el ángulo de apertura de los conos de rayos X emitidos. Por ejemplo, el conjunto de colimadores puede comprender una placa de tungsteno que tiene una pluralidad de inserciones de aluminio, donde cada inserción de aluminio sirve para transmitir una porción de cada cono de rayos X con un ángulo de apertura bien definido. En otra realización, el conjunto de colimadores puede comprender dos placas dispuestas una encima de la otra, teniendo cada placa una pluralidad de orificios de modo que un cono de rayos X particular pase a través de un orificio en la placa inferior y, a continuación, en la superior.

La fuente de rayos X portátil 100 puede incluir un alojamiento 101. El alojamiento 101 puede comprender una carcasa protectora ligera capaz de proporcionar una plataforma mecánicamente rígida para la fuente de rayos X 100 y facilitar la portabilidad. El alojamiento 101 puede ayudar también en el control térmico, por ejemplo, disipando calor por todo el alojamiento 101. En un aspecto preferido de la presente descripción, el alojamiento 101 es compatible con los requisitos de dispositivos médicos tales como esterilidad, alcohol, limpieza y citotoxicidad.

El alojamiento 101 puede incluir también un mecanismo para alinear la fuente de rayos X portátil 100 con un detector, tal como uno o más sensores sin contacto capaces de proporcionar al usuario de la fuente de rayos X portátil 100 una indicación de que la fuente de rayos X portátil 100 está alineada correctamente con un detector. En otro aspecto de la descripción, el alojamiento 101 puede comprender una carcasa interior diseñada para contener componentes de alto voltaje, tales como el conjunto de generadores de rayos X distribuidos 103, y una carcasa exterior diseñada para contener otros componentes que no son de alto voltaje. La carcasa interior del alojamiento 101 puede llenarse con fluido aislante o, alternativamente, con un aislante sólido. El alojamiento 101 puede albergar también baterías 107 para alimentar el sistema de rayos X portátil 101 sin necesidad de electricidad suministrada por un enchufe de pared.

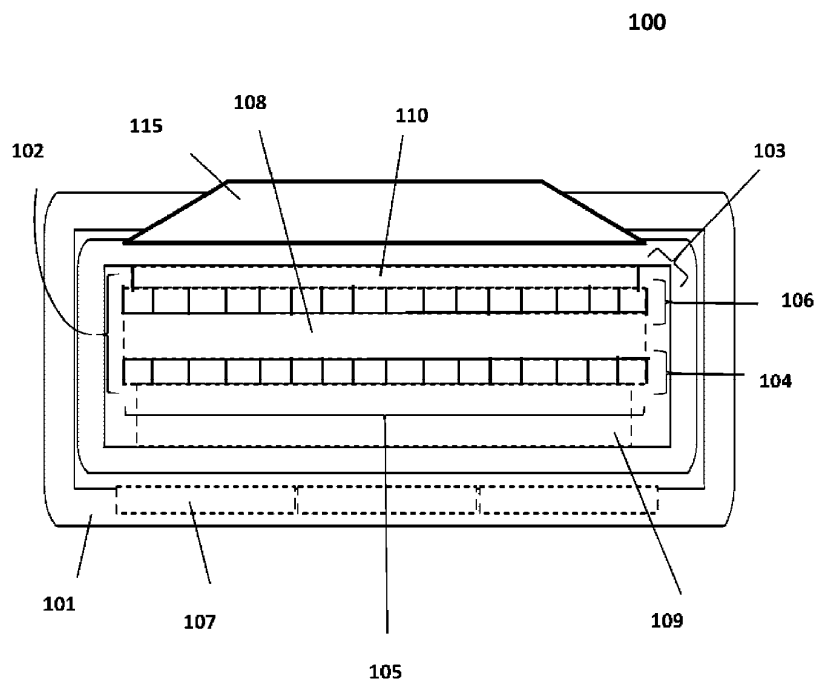
REIVINDICACIONES

1. Una fuente de rayos X portátil (100), que comprende:
una serie de generadores de rayos X distribuidos (103);
un medio para producir altos voltajes (109), donde dichos altos voltajes son capaces de alimentar el conjunto de generadores de rayos X distribuidos; y
un medio para colimar los rayos X emitidos por el conjunto de generadores de rayos X distribuidos para que estén dentro de un área a una distancia dada (115);
donde el conjunto del generador de rayos X distribuido comprende:
una pluralidad de emisores de campo de electrones (104);
una pluralidad de dianas (106), donde cada diana es capaz de emitir fotones de rayos X cuando los electrones inciden sobre un área de dicha diana compuesta por un material eficaz en bremsstrahlung de alta energía, y donde cada diana está alineada con un campo de electrones emisor;
un medio para soportar alto voltaje entre los emisores del campo de electrones y las dianas;
un medio para espaciar los emisores del campo de electrones de las dianas (108);
un medio para controlar selectivamente la emisión de rayos X desde el conjunto de generadores de rayos X distribuidos, que comprende una pluralidad de controles de emisión (110) capaces de evitar que los electrones emitidos por los emisores de campo de electrones alcancen el área de dichas dianas compuestas por un material eficaz en bremsstrahlung de alta energía;
un recinto (101) en el que dicha pluralidad de emisores de campo de electrones y la pluralidad de dianas se mantienen en el vacío; y
un medio para filtrar fotones de rayos X de baja energía.
2. La fuente de rayos X portátil (100) de la reivindicación 1, donde el conjunto de generadores de rayos X distribuidos (103) comprende además una pluralidad de puertas, donde cada puerta es capaz de controlar el campo de emisión de un emisor de campo de electrones asociado (104).
3. La fuente de rayos X portátil (100) de la reivindicación 2, donde el conjunto de generador de rayos X distribuidos (103) comprende además;
un medio para espaciar las puertas de los emisores del campo de electrones;
un medio para alimentar las puertas; y
un medio de espaciar las puertas de las dianas.
4. La fuente de rayos X portátil (100) de cualquier reivindicación anterior, donde el conjunto de generador de rayos X distribuidos (103) comprende además un conjunto de colimadores compuesto por una pluralidad de colimadores, donde cada colimador es capaz de reducir el ángulo de los rayos X emitido por una diana asociada.
5. La fuente de rayos X (100) de cualquier reivindicación anterior, donde el conjunto de generador de rayos X distribuidos (103) comprende además un conjunto fijo.
6. La fuente de rayos X portátil (100) de cualquier reivindicación anterior, donde el conjunto de generador de rayos X distribuidos (103) comprende además un conjunto plano.
7. La fuente de rayos X portátil (100) de cualquier reivindicación anterior, donde los medios de control de emisión (110) comprenden una de una pluralidad de bobinas electromagnéticas (301) o una pluralidad de deflectores de placas paralelas.
8. La fuente de rayos X portátil (100) de cualquier reivindicación anterior, que comprende además un alojamiento (101); donde dicho alojamiento comprende un recinto interior que aísla los componentes de alto voltaje de la fuente de rayos X, y un recinto exterior que contiene otros componentes de la fuente de rayos X.
9. La fuente de rayos X portátil (100) de cualquier reivindicación anterior, que comprende además uno o más sensores, donde dichos uno o más sensores permiten que el conjunto de generadores de rayos X distribuidos (103) se alinee con un detector sin requerir contacto entre el conjunto de generador de rayos X y el detector.

10. La fuente de rayos X portátil (100) de cualquier reivindicación anterior, donde el medio para producir altos voltajes (109) es capaz de convertir el voltaje de la batería en dichos altos voltajes para alimentar el conjunto del generador de rayos X distribuido (103) sin depender de energía externa.
- 5 11. La fuente de rayos X portátil (100) de cualquier reivindicación anterior, donde el medio para producir altos voltajes (109) es capaz de convertir el voltaje de línea en dichos altos voltajes para alimentar la red de generadores de rayos X distribuidos (103).
12. La fuente de rayos X portátil (100) de cualquier reivindicación anterior, donde el medio para producir altos voltajes (109) es capaz de producir voltaje en el intervalo de -30kV a -80kV, o es capaz de operar sustancialmente en un voltaje fijo.
- 10 13. La fuente de rayos X portátil (100) de cualquier reivindicación anterior, donde los medios para controlar selectivamente la emisión de rayos X desde el conjunto de generadores de rayos X distribuidos (110) comprenden un circuito de temporización y direccionamiento digital.
- 15 14. La fuente de rayos X portátil (100) de cualquier reivindicación anterior, donde los medios para controlar selectivamente la emisión de rayos X desde el conjunto del generador de rayos X distribuidos (110) son capaces de detener automáticamente la emisión de fotones de rayos X después de que se alcance un nivel de señal de detector predeterminado.
15. La fuente de rayos X portátil (100) de cualquier reivindicación anterior, donde el conjunto de generador de rayos X distribuidos (103) tiene un espaciado de paso moderado en el intervalo de milímetro a centímetro.

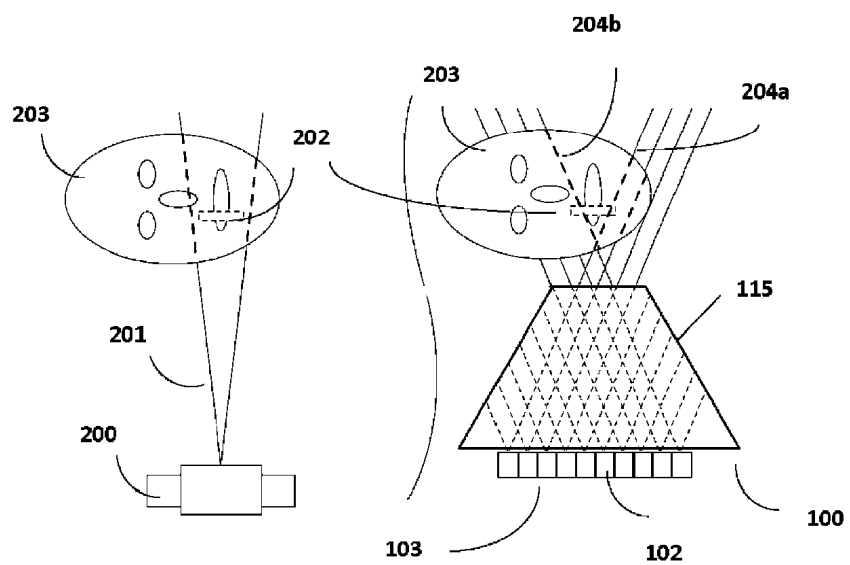
[Fig.]

FIGURA 1



[Fig.]

FIGURA 2



[Fig.]

FIGURA 3

