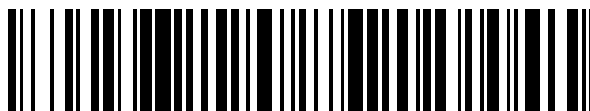


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 788 102**

51 Int. Cl.:

A61B 6/14 (2006.01)

A61B 6/02 (2006.01)

A61B 6/00 (2006.01)

G01T 1/29 (2006.01)

H04N 5/335 (2011.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **21.12.2011 PCT/US2011/066432**

87 Fecha y número de publicación internacional: **28.06.2012 WO12088243**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **21.12.2011 E 11851524 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.03.2020 EP 2654566**

54 Título: **Detector digital**

30 Prioridad:
22.12.2010 US 201061425867 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
20.10.2020

73 Titular/es:
**TROPHY (100.0%)
4 Rue Fernand Pelloutier Croissy-Beaubourg
77435 Marne La Vallée Cedex 2, FR**

72 Inventor/es:
**INGLESE, JEAN-MARC;
BOTHOREL, SYLVIE y
RANKIN-PAROBK, DONNA, K.**

74 Agente/Representante:
GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo

ES 2 788 102 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

Detector digital

Campo de la invención

5 La invención se refiere en general al campo de la formación de imágenes dentales y más particularmente a aparatos y procedimientos para obtener imágenes de la cabeza de un paciente.

Antecedentes de la invención

10 Un aparato de formación de imágenes de tomografía computarizada (TC) funciona mediante la adquisición de múltiples imágenes en 2D con un conjunto de imágenes rotativas o pórtico que tiene una fuente de rayos x y, opuesto a la fuente de rayos x, un sensor de formación de imágenes que gira alrededor de un eje fijo en relación con el paciente. La formación de imágenes de TC permite la reconstrucción de imágenes tridimensionales o de volumen de las estructuras anatómicas del paciente y se reconoce que tiene un valor particular para obtener información útil para ayudar en diagnóstico y tratamiento.

15 Existe un interés considerable en el uso de formación de imágenes de TC en aplicaciones dentales y oídos, nariz y garganta (ONG), así como para otra formación de imágenes de la cabeza del paciente. Una cantidad de diseños de sistema de formación de imágenes de volumen se han propuesto para este propósito. Entre las soluciones propuestas se encuentran los sistemas híbridos que combinan la formación de imágenes panorámica y la formación de imágenes de tomografía computarizada. Por ejemplo, la patente de los Estados Unidos n.º 6.118.842 titulada "X-RAY IMAGING APPARATUS" de Arai y col. desvela un aparato de formación de imágenes de rayos x que soporta ambos modos de formación de imágenes. El aparato incluye una fuente de rayos x, un detector de rayos x para detectar los rayos x que han pasado a través del sujeto, y medios de soporte para soportar la fuente de rayos x y el detector de rayos x de modo que estén opuestos espacialmente entre sí a través del sujeto; y medios de conmutación de modo para conmutar entre un modo de TC y un modo de panorama. Para detectar los rayos x, solo se usa un detector de rayos x de gran área. El aparato de formación de imágenes de rayos x requiere un detector costoso capaz de realizar ambas funciones de formación de imágenes de una manera satisfactoria. Además, los sistemas de este tipo normalmente comprometen la calidad de la imagen usando una distancia uniforme entre la fuente de rayos x y el detector, incluso si fueran más ventajosas distancias diferentes.

20 A modo de ejemplo, la figura 1 muestra una realización de un aparato de formación de imágenes de TC 40 convencional. Una columna 18 es ajustable para la altura del sujeto. El paciente 12 u otro sujeto, mostrado en contorno punteado, está posicionado entre una fuente de rayos x 10 y un panel sensor 20 de formación de imágenes por rayos x, también denominado detector de formación de imágenes. El panel sensor 20 de formación de imágenes por rayos x gira sobre un soporte giratorio 30 para posicionar un sensor de TC 21 para obtener la exposición. El sensor de TC 21 se posiciona detrás del sujeto, con respecto a la fuente de rayos x 10. El operador gira el sensor de TC 21 en esta posición como parte de la configuración de la formación de imágenes. Con la rotación del soporte 30, el sensor 21 y la fuente 10 giran en torno a la cabeza del paciente, normalmente para alguna porción de una revolución completa. Con dichos sistemas combinados, las cantidades requeridas de exposición a la radiación puede ser una preocupación, particularmente para la formación de imágenes de TC, que puede requerir numerosas imágenes, cada una de una exposición separada.

40 Los detectores de radiografía digital convencionales tienen algunas limitaciones relacionadas con la interpretación de la atenuación de la energía de radiación en una sola exposición. Por ejemplo, a partir de una sola exposición, puede ser muy difícil distinguir si un objeto con imagen tiene un coeficiente de atenuación dados. Para resolver esta ambigüedad, algunos sistemas proporcionan exposiciones secuenciales separadas de baja energía y mayor energía y utilizan la diferencia resultante en la información de la imagen para distinguir entre los tipos de materiales. Sin embargo, para proporcionar esta información, este tipo de formación de imágenes requiere que el paciente sea sometido a radiación adicional para la segunda exposición. Este problema puede agravarse para la formación de imágenes por tomografía computarizada, en la que se obtienen múltiples imágenes, una de cada uno de varios ángulos de revolución sobre el paciente.

50 La formación de imágenes de TC convencional proporciona información útil que ayuda en el diagnóstico y el tratamiento, pero está restringida por las limitaciones del propio aparato sensor de formación de imágenes, y existen preocupaciones sobre los niveles de exposición necesarios para obtener la calidad de imagen deseada. Por tanto, se puede observar que existe una necesidad desde hace tiempo de procedimientos mejorados de formación de imágenes que puedan lograr altos niveles de calidad de la imagen con exposición reducida y con coste más favorable para formación de imágenes dentales, ONG y de otra clase de la cabeza. Además, el documento US 2008 317 200 A1 muestra un procedimiento y un sistema para la tomografía computarizada por radiación. El documento JP 2011 085 479 A, desvela un aparato de formación de imágenes dentales extraorales usando un detector de recuento de fotones con varios umbrales de energía.

Sumario de la invención

Las realizaciones de la presente invención abordan la necesidad de avanzar en el arte de la formación de imágenes,

en particular para la formación de imágenes de la cabeza. Las realizaciones de la presente invención adaptan el recuento de fotones y las soluciones de formación de imágenes relacionadas con el problema de la formación de imágenes para aplicaciones dentales, ONG y relacionadas. Usando realizaciones de la presente invención, un médico puede obtener imágenes útiles para el tratamiento del paciente, aprovechando los niveles de exposición reducidos y otras ventajas que proporcionan las soluciones de recuento de fotones.

Estos objetos se dan solo a modo de ejemplo ilustrativo, y tales objetos pueden ser ejemplares de una o más realizaciones de la invención. Otros objetivos y ventajas deseables inherentemente logrados por la invención desvelada pueden ocurrir o resultar evidentes para los expertos en la materia. La invención se define por la reivindicación dependiente 1. Realizaciones adicionales de la invención se definen en las reivindicaciones dependientes.

Breve descripción de los dibujos

Los anteriores, otros objetos, características y ventajas de la invención serán evidentes a partir de la siguiente descripción más particular de las realizaciones de la invención, como se ilustra en los dibujos adjuntos. Los elementos de los dibujos no están necesariamente a escala entre sí.

La figura 1 muestra un aparato de formación de imágenes de TC convencional para formación de imágenes dentales o de oídos, nariz y garganta (ONG).

La figura 2A es una vista esquemática que muestra un detector digital que utiliza un centelleador en formación de imágenes radiográficas digitales convencionales.

La figura 2B es una vista esquemática que muestra un detector digital que utiliza un centelleador con una matriz de fibra óptica en formación de imágenes radiográficas digitales convencionales.

La figura 2C es una vista esquemática que muestra un detector digital que utiliza un centelleador más grueso con una matriz de fibra óptica en formación de imágenes radiográficas digitales convencionales.

La figura 2D es una vista esquemática que muestra un detector digital que utiliza un centelleador estructurado con una matriz de fibra óptica en formación de imágenes radiográficas digitales convencionales.

La figura 3 es una vista esquemática que muestra un detector digital que utiliza un recuento de fotones para formación de imágenes radiográficas digitales.

La figura 4 es un diagrama esquemático que muestra la cadena de procesamiento de imágenes para cada píxel del detector digital cuando se utiliza el recuento de fotones.

La figura 5 es un diagrama esquemático que muestra la cadena de procesamiento de imágenes para cada píxel del detector digital usando umbrales múltiples cuando se usa el recuento de fotones.

La figura 6A es un gráfico que muestra características de atenuación lineal a diferentes niveles de energía para dos materiales metálicos ejemplares.

La figura 6B es un gráfico que muestra el coeficiente de absorción lineal para diferentes tipos de tejido óseo.

La figura 7 es un diagrama esquemático que muestra un aparato de formación de imágenes para porciones de formación de imágenes de la cabeza del paciente utilizando un recuento de fotones.

La figura 8 es un diagrama esquemático que muestra una parte de una exploración helicoidal para el sensor digital y la fuente de radiación.

Las figuras 9A y 9B muestran el aparato de formación de imágenes que proporciona una exploración helicoidal cambiando la elevación de un brazo de soporte durante la revolución alrededor del paciente.

Las figuras 10A y 10B muestran el aparato de formación de imágenes que proporciona una exploración helicoidal cambiando la elevación del sensor digital y la fuente de radiación durante la revolución alrededor del paciente.

Las figuras 11A y 11B muestran el aparato de formación de imágenes que proporciona una exploración helicoidal cambiando la elevación de la cabeza del paciente en relación con el sensor digital y la fuente de radiación durante la revolución alrededor del paciente.

La figura 12 es un diagrama de flujo lógico que muestra los pasos para la adquisición de imágenes de acuerdo con una realización de la presente invención.

La figura 13 es un diagrama esquemático que muestra características de adquisición de imágenes y procesamiento para tomosíntesis de acuerdo con una realización de la presente invención.

La figura 14 es un diagrama de vista superior que muestra capas panorámicas de ejemplo dentro del arco dental para un paciente.

La figura 15 es un diagrama que muestra los monocristales unidos por protuberancia a silicona.

La figura 16 es un diagrama que muestra un policristal de Pbl2 o Hgl2.

Descripción de realizaciones ejemplares

La siguiente es una descripción de las realizaciones ejemplares de la invención, haciendo referencia a los dibujos en los que los mismos números de referencia identifican los mismos elementos de estructura en cada una de las diversas figuras.

En el contexto de la presente divulgación, los términos "píxel" y "vóxel" pueden usarse indistintamente para describir un elemento de datos de imagen digital individual, es decir, un valor único que representa una intensidad de señal de imagen medida. Convencionalmente, un elemento de datos de imagen digital individual se denomina vóxel para formación de imágenes de volumen tridimensional y píxel para formación de imágenes bidimensionales. Las imágenes

de volumen, como las de los aparatos de TC o CBCT, se forman mediante la obtención de múltiples imágenes bidimensionales de píxeles, tomadas en diferentes ángulos relativos, y luego combinando los datos de la imagen para formar los correspondientes vóxeles 3-D. Para los fines de la descripción en el presente documento, los términos vóxel y pixel generalmente pueden considerarse equivalentes, describiendo un dato elemental de imagen que es capaz de tener un rango de valores numéricos. Vóxeles y píxeles tienen atributos de ubicación espacial y valor de código de datos de imagen.

En el contexto de la presente divulgación, el término "valor de código" se refiere al valor que está asociado con cada elemento de datos de imagen de volumen o vóxel en la imagen de volumen tridimensional reconstruida. Los valores de código para las imágenes de TC frecuentemente, pero no siempre, se expresan en unidades Hounsfield (HU).

En el contexto de la presente invención, los términos "sensor digital" y "detector digital" se consideran equivalentes. Estos describen el panel que obtiene datos de imágenes en un sistema de radiografía digital. El término "girar" tiene su significado convencional, moverse en una trayectoria curva u orbitar alrededor de un punto central.

Con el fin de comprender más completamente los aspectos de la presente invención, es instructivo considerar diferentes enfoques utilizados para la formación de imágenes en la práctica convencional y compararlos con aspectos de la formación de imágenes de acuerdo con realizaciones de la presente invención. Las figuras 2A a 2E ilustran esquemáticamente diferentes enfoques de imágenes radiológicas. La figura 2A muestra elementos de un sensor de formación de imágenes de rayos x 50 que utiliza un procedimiento de formación de imagen indirecta para generar datos de imagen en respuesta a la radiación a través de un paciente u otro sujeto. En este modelo, los fotones de rayos x son incidentes en un elemento de conversión de rayos x 52 que convierte la energía de la radiación ionizante de rayos x en luz visible u otra energía luminosa. El elemento de conversión de rayos x 52 se conoce como centelleador. Un elemento de detección de energía 54, montado en una estructura de soporte 56, luego detecta la energía convertida, tal como el uso de una matriz de fotocélulas. Las fotocélulas pueden ser componentes CMOS (Semiconductores de óxido de metal complementario) sensibles a la luz formadas en una matriz como un chip semiconductor y que proporcionan una señal correspondiente a cada píxel de imagen detectado. Los fotones de rayos x no convertidos se retienen en una placa de fibra óptica.

La dispersión, que da como resultado una conversación cruzada entre píxeles y la consiguiente pérdida de cierta cantidad de resolución, es un problema reconocido con el enfoque básico que se muestra en la figura 2A. La modificación de la figura 2B aborda este problema y reduce el número de fotones de rayos x no convertidos agregando una matriz 60 de fibra óptica entre el centelleador o el elemento de conversión de rayos x 52 y los elementos de detección de energía 54. La figura 2C muestra otra modificación que puede ayudar a mejorar la sensibilidad a la radiación, ampliando el ancho del centelleador o elemento de conversión de rayos x 52; sin embargo, esta solución puede provocar cierta pérdida de nitidez en la imagen obtenida.

La figura 2D muestra el uso de un centelleador estructurado que sirve como elemento de conversión de rayos x 52. El centelleador estructurado puede usar un material como el yoduro de cesio (CsI), aunque este material es estructuralmente frágil, costoso y tiene algunas limitaciones con respecto a la calidad de la imagen. Algunas personas consideran que las capas más gruesas de CsI atenúan la luz más rápido, de modo que producen fotones de luz extra visibles. Este tipo de centelleador modificado se puede usar además de la matriz 60 de fibra óptica como se muestra en la figura 2D para alguna mejora en el rendimiento.

El modelo convencional mostrado en la figura 2A y mejoras esbozadas con respecto a las figuras 2B, 2C y 2D proporcionan un nivel razonable de rendimiento de formación de imágenes para aplicaciones de formación de imágenes dentales. Sin embargo, incluso con el coste y la complejidad añadidos de los componentes y características adicionales utilizados, solo se logran mejoras incrementales en la calidad de la imagen y el rendimiento general.

Un enfoque alternativo para la captura de imágenes usando un procedimiento de formación de imágenes directo se muestra en la figura 3. Un sensor de formación de imágenes 70 que usa detección directa tiene un elemento de detección directa 72, tal como un semiconductor u otro material sensible que convierte los fotones de rayos x incidentes en un flujo de electrones. A continuación, los electrones excitados son acelerados por un campo eléctrico F y son detectados por una matriz CMOS sensible a los electrones que actúa como elemento de detección de energía 54. Ventajosamente, con el sensor de formación de imágenes 70 de detección directa, es mucho más probable que cada fotón de rayos x entrante sea detectado que con dispositivos de formación de imágenes indirectas. Esto aumenta la DQE (eficiencia cuántica de detección), una métrica de rendimiento para un detector para formación de imágenes. La dispersión reducida, resultado del campo eléctrico que guía la carga de electrones hacia los elementos de la matriz CMOS, hace que este enfoque sea más eficiente, mejora la resolución y proporciona una relación señal-ruido (S/N) más favorable. Como resultado, se pueden usar niveles más bajos de radiación ionizante para obtener una imagen con el sensor de formación de imágenes 70 de detección directa que los necesarios con los dispositivos indirectos más convencionales descritos con referencia a las figuras 2A-2D.

Los semiconductores de detección directa utilizados para el elemento de detección 72 directa pueden incluir materiales policristalinos o monocristalinos. Los materiales monocristalinos tienen una ventaja sobre los policristalinos para facilitar su fabricación y manipulación; sin embargo, existen limitaciones de tamaño para los detectores formados a partir de materiales monocristalinos. La estructura organizada de monocristales guía la propagación de los electrones

sometidos a un campo eléctrico. Los monocristales están conectados a la estructura CMOS sensible a los electrones mediante uniones por protuberancias. La figura 15 es un diagrama que muestra un semiconductor de detección directa unido por protuberancias al CMOS sensible a los electrones. Los materiales policristalinos son más difíciles de fabricar y manejar, pero son capaces de proporcionar detectores más grandes. Los materiales candidatos para este propósito incluyen telururo de cadmio (CdTe o CadTel), yoduro de plomo (PbI₂), óxido de plomo (PbO) y yoduro de mercurio (HgI₂), y tipos de policristal, selenio amorfo (aSe) y otros materiales. Con referencia a la Figura 16, la estructura aleatoria de policristales crea una dispersión de los electrones sometidos a un campo eléctrico, dando como resultado una falta de nitidez de la imagen resultante. Un policristal de PbI₂ o HgI₂ es en forma de estructuras planas hexagonales dispuestas aleatoriamente y los electrones van de un hexágono a otro. Los policristales pueden estar revestidos directamente en la silicón del CMOS sin la necesidad de uniones por protuberancias.

Se hace otra distinción entre cómo los detectores de rayos x registran e informan la energía recibida. Los sensores de rayos x integrados están digitalizados espacialmente y proporcionan una salida analógica que representa la carga acumulada recibida por cada píxel durante la exposición. Los altos niveles de ruido pueden ser un problema con la integración de sensores. Otro enfoque se denomina comúnmente "recuento de fotones". En este procedimiento alternativo, cada fotón entrante genera una carga, y cada uno de estos eventos se informa o se cuenta. El recuento real de fotones, o un valor que se calcula de acuerdo con el recuento, se proporciona como datos de imagen para cada píxel. Ventajosamente, el recuento de fotones tiene una alta inmunidad al ruido, siempre que la intensidad del pulso exceda los niveles de ruido de fondo. La figura 4 muestra la secuencia de recuento de fotones en forma esquemática. Un fotón entrante genera un pulso 80 a un nivel de energía dado. La energía del pulso 80 se compara con un valor umbral en un comparador 82 y se forma en un moldeador 84 de pulso para formar un pulso 88 con forma. Un contador 86 luego registra el evento de pulso y proporciona una salida digital, un valor 90 de recuento de pulsos. Un valor 90 de recuento de pulsos separado se obtiene para cada elemento de píxel en el sensor de formación de imágenes 70. El valor umbral puede ser ajustable o seleccionable de un rango de valores, dependiendo de las energías de fotones de interés. Los detectores de rayos x de recuento de fotones proporcionan un rendimiento adecuado a un nivel de señal bajo, y por lo tanto permiten reducir la dosis de rayos x dada a un paciente.

Los solicitantes han reconocido que estas tecnologías de detector pueden combinarse. Por ejemplo, combinando: (1) Detección indirecta con integración, (2) Detección directa con integración, (3) Detección indirecta con recuento de fotones, y (4) Detección directa con recuento de fotones. La detección indirecta con integración proporciona un coste y adaptabilidad del detector reducidos. La detección directa con integración proporciona detectores de dosis reducida y a gran escala. La detección indirecta con recuento de fotones puede proporcionar una dosis reducida. La detección directa con recuento de fotones puede proporcionar una dosis reducida y/o rayos x de color.

Una ventaja adicional del recuento de pulsos se refiere a su capacidad para contar pulsos 80 a múltiples valores de umbral. Con referencia al diagrama esquemático de la figura 5, se muestran dos comparadores 82a y 82b para medir la energía del pulso. En esta configuración particular, un comparador 82a, un moldeador de pulso 84a y un contador 86a proporcionan un valor de recuento 90a para todos los pulsos por encima de un primer umbral; de manera similar, un comparador 82b, un moldeador de pulso 84b y un contador 86b solo representan pulsos por encima de un segundo umbral más alto y proporcionan un recuento 90b en consecuencia. La resta simple identifica los diferentes niveles de potencia alcanzados para cada pulso. Se puede apreciar que se pueden medir más de dos niveles de umbral, usando una disposición correspondiente de circuitos, que permite el recuento de pulsos en cualquiera de varios valores umbral. Además, los umbrales pueden ser seleccionables, por ejemplo, ajustables para ajustar la respuesta del sensor de formación de imágenes 70 a varios niveles de energía de fotones. Así, por ejemplo, un operador puede usar un conjunto de umbrales preestablecidos para diferenciar el tejido más blando del más denso en la imagen que finalmente se genera.

Además de establecer umbrales mínimos, la presente invención utiliza umbrales superiores o máximos para la energía de los fotones. Esta capacidad se puede utilizar para una serie de funciones, incluida la reducción de las señales de ruido excesivas tales como de artefactos metálicos o rayos x que pasan a través del material de detección directa.

La capacidad de contar fotones en diferentes umbrales de energía, como se describe con referencia a la figura 5, permite al sensor diferenciar entre los niveles de energía obtenidos de la irradiación del sujeto y proporciona una dimensión adicional a los datos de imagen que se proporcionan como resultado de cada exposición. Esta capacidad, descrita como imágenes de rayos x multispectrales o de "color", permite obtener información sobre la composición del material de un píxel sujeto. Como se muestra para metales típicos en el gráfico simplificado de la figura 6A, dos materiales A y B tienen diferentes coeficientes de atenuación μ que varían con el nivel de energía de radiación, que se muestra como exposición E. En una exposición dada, el material A atenúa un fotón con una energía que corresponde al material A, como se muestra en el valor A1. De manera similar, la radiación que incide sobre el material B atenúa un fotón con una energía que corresponde al material B, como se muestra en el valor B1. Cuando los fotones de estos valores de energía diferentes pueden diferenciarse entre sí, es posible identificar uno o ambos materiales en el mismo elemento de imagen de píxel o vóxel de la imagen obtenida. Este mismo comportamiento básico en respuesta a la radiación también permite alguna medida de capacidad para diferenciar los tipos de tejido. A modo de ejemplo, el gráfico de la figura 6B muestra coeficientes relativos de atenuación para diferentes densidades óseas. Como la figura 6B sugiere que diferentes características de absorción lineal permiten la diferenciación entre varios tipos de tejido, como entre los tipos de hueso.

El rayo x de color que utiliza los detectores de recuento de fotones proporciona formación de imágenes de rayos x de color de baja dosis y bajo coste. El uso de formación de imágenes de rayos x multiespectrales o de "color" puede tener una serie de beneficios potenciales de valor para formación de imágenes dentales, ONG y de la cabeza. Estos incluyen la minimización de los artefactos metálicos, la reconstrucción separada de los tejidos blandos y duros, los algoritmos de segmentación más eficientes para las características de los dientes y los huesos, la detección de patología mejorada para el cáncer y otras enfermedades, y la detección de materiales traza o agentes de contraste.

Además de las oportunidades de mejora en la cadena de procesamiento de imágenes, hay una serie de diferencias en la estructura, operación, secuencia de exploración, dimensiones y hardware de soporte que se necesitan para proporcionar las ventajas del recuento de fotones en las realizaciones de la presente invención. Como una diferencia significativa de la detección de imagen convencional de área grande, la arquitectura de recuento de fotones da como resultado un detector de imagen de tamaño reducido, que generalmente requiere una secuencia de exploración incluso cuando solo se obtiene una imagen en 2-D. Para formación de imágenes volumétricas, como en la secuencia necesaria para TC o para formación de imágenes de TC de haz cónico (TCHC), puede ser necesario no solo la exploración dentro del mismo plano, sino proporcionar una exploración helicoidal tridimensional.

El diagrama esquemático de la figura 7 muestra un aparato 100 de formación de imágenes para formación de imágenes en 2-D, tal como la formación de imágenes panorámica, en la que se obtiene una sucesión de dos o más imágenes en 2-D y las imágenes de contenido adyacente se disponen para formar una imagen más grande, o para la formación de imágenes en 3-D, tal como tomografía, formación de imágenes de volumen de tomografía computarizada, o formación de imágenes de tomografía computarizada de haz cónico (TCHC) en aplicaciones de formación de imágenes dentales, ONG, y de cabeza relacionadas. Un soporte 130 giratorio se proporciona en una columna 118, preferiblemente ajustable en altura para adaptarse al tamaño del paciente 12. El soporte 130 mantiene la fuente de rayos x 110 y un sensor de radiación 121 en lados opuestos de la cabeza del paciente 12 y, opcionalmente, gira para orbitar la fuente 110 y el sensor 121 en un patrón de exploración alrededor de la cabeza. El soporte 130 gira alrededor de un eje Q que corresponde a una parte central de la cabeza del paciente, de modo que sus componentes fijados orbiten alrededor de la cabeza. El sensor 121, un sensor de recuento de fotones de acuerdo con una realización de la presente invención, se acopla al soporte 130, opuesto a la fuente de rayos x 110 que emite un patrón de radiación adecuado para la formación de imágenes en 2D, para la formación de imágenes de tomosíntesis, o para formación de imágenes de volumen de TC o TCHC. Un soporte para la cabeza 136 opcional, tal como un apoyo para el mentón o un elemento de mordida, proporciona la estabilización de la cabeza del paciente durante la adquisición de la imagen. Un ordenador 106 tiene una interfaz 104 de operador y una pantalla 108 para aceptar comandos del operador y para presentar las imágenes de volumen obtenidas por el aparato de formación de imágenes 100. El ordenador 106 está en comunicación de señal con el sensor 121 para obtener datos de imagen y proporciona señales para el control de la fuente 110 y, opcionalmente, para controlar un actuador 112 giratorio para los componentes de montaje 130. Uno o más sensores 134 de altura es detectado también por el ordenador 106 para obtener una configuración de altura inicial y para seguir el desplazamiento vertical relativo del sensor 121 relativo a la cabeza del paciente durante la exploración helicoidal. El ordenador 106 también está en comunicación de señal con una memoria 132 para almacenar los datos de imagen. Se proporciona un aparato de alineación 140 opcional para ayudar a la alineación adecuada de la cabeza del paciente para el procedimiento de formación de imágenes. Un aparato de alineación 140 incluye un láser que proporciona una o más referencias de línea para el posicionamiento de la cabeza de acuerdo con una realización de la presente invención. En realizaciones alternativas, el aparato de alineación 140 incluye un haz de luz visible u otro marcador, o un aparato mecánico u otro aparato de posicionamiento. El aparato de formación de imágenes 100 también puede tener la capacidad de obtener imágenes panorámicas o cefalométricas usando la fuente de rayos x 110 y el sensor 121 u otro sensor de formación de imágenes.

Puede haber varios patrones de exploración variables según el tipo de formación de imágenes que se requiera. La tomosíntesis, por ejemplo, generalmente usa una exploración que gira sobre un arco de menos de 180 grados alrededor del paciente. La exploración de TCHC puede requerir un patrón de exploración helicoidal con una o más revoluciones sobre la cabeza del paciente. Se proporciona un mecanismo 142 de ajuste opcional para ajustar la distancia de fuente a imagen (SID) entre la fuente de rayos x 110 y el sensor 121 para adaptarse al patrón de exploración para diferentes pacientes o diferentes tipos de formación de imágenes.

Un inconveniente de los detectores de imágenes típicos de recuento de fotones es su tamaño relativamente pequeño. A diferencia de un panel de formación de imágenes de radiografía digital convencional que tiene una matriz con cientos de elementos en las direcciones de altura y anchura, el sensor de recuento de fotones suele ser de menor tamaño, con un ancho que puede tener menos de 100 píxeles de dimensión. Este problema puede abordarse mediante el mosaico, un enfoque en el que se combinan múltiples detectores de imágenes para cubrir un área de detección más grande. El uso de materiales policristalinos, a diferencia de los materiales detectores monocristalinos convencionales como se señaló anteriormente, también puede ayudar a proporcionar detectores más grandes.

Otra solución para las limitaciones de tamaño de los detectores de imágenes con recuento de fotones adapta su secuencia de exploración para aumentar efectivamente el campo de visión. En la práctica, esta limitación de tamaño requiere una secuencia de exploración diferente de la utilizada para la formación de imágenes de TCHC convencional. Se puede usar una exploración helicoidal para adquirir los datos de imagen necesarios para formación de imágenes de volumen. En funcionamiento, el soporte 130 gira alrededor de la cabeza del paciente 12 varias veces, explorando así el sensor 121 sobre el paciente 12 en una órbita helicoidal, como se muestra en la figura 8. En la figura 8, se

muestra una posición de formación de imágenes adyacente en contorno punteado, con la distancia angular exagerada para mayor claridad. De acuerdo con una realización de la presente invención, el cambio vertical de altura h de la hélice durante la revolución de la fuente y el detector, que también puede expresarse en términos del ángulo de paso helicoidal P , y el cambio angular θ entre sucesivas adquisiciones de imágenes, es ajustable.

5 La exploración helicoidal necesaria para la formación de imágenes de TCHC usando un sensor 121 de recuento de fotones puede proporcionarse siguiendo cualquiera de varios modelos de aparatos de exploración. Las figuras 9A y 9B muestran un primer enfoque para este problema, en el que el soporte 130 que contiene el sensor 121 y la fuente 110 está acoplado a un brazo 128 de desplazamiento móvil que se traslada verticalmente durante la exploración, desplazado por un actuador 112 durante la rotación del soporte 130. Esta traslación cambia la posición vertical relativa del sensor de formación de imágenes y la fuente de radiación a la cabeza del paciente durante la exploración helicoidal. En una realización de la exploración helicoidal, un sensor de formación de imágenes puede ser un sensor en forma de ranura con la dimensión más larga configurada para extenderse durante la exploración en una dirección que es perpendicular al eje de la hélice.

10 Las figuras 10A y 10B muestran un segundo enfoque para este problema, en el que el soporte 130 tiene la misma altura, mientras que la fuente 110 y el sensor 121 se trasladan verticalmente durante la exploración helicoidal, cambiando así la posición vertical relativa del sensor de formación de imágenes y la fuente de radiación a la cabeza del paciente durante la exploración helicoidal. Las figuras 11A y 11B muestran un tercer enfoque para este problema, en el que el soporte 130 tiene la misma altura, mientras que una plataforma 138 ajustable verticalmente se usa como un actuador para proporcionar un movimiento relativo entre la cabeza del paciente y la fuente 110 y el sensor 121 para cambiar la posición vertical relativa del sensor de formación de imágenes y la fuente de radiación a la cabeza del paciente durante la exploración helicoidal.

15 Como se muestra en las figuras 9A-11B, uno o más actuadores 124 dentro del soporte 130 u otros dispositivos de ajuste de altura proporcionan esta función de traslación vertical cuando la fuente 110 y el sensor 121 giran alrededor de la cabeza del paciente. El ordenador 106 coordina y rastrea el movimiento vertical y rotacional o angular y los actuadores correspondientes necesarios para la exploración helicoidal. El sensor 134 proporciona información de retroalimentación sobre la altura con las configuraciones de exploración de la figura 9A/B, figura 10A/B y figura 11A/B.

Secuencia de operación

20 El diagrama de flujo lógico de la figura 12 muestra una secuencia operativa para la exploración por TCHC de la cabeza usando un detector de recuento de fotones de acuerdo con una realización de la presente invención, para el aparato de formación de imágenes mostrado en las figuras 7, 9A, 9B, 10A, 10B, 11A y 11B. En un paso de instrucción S210 de aceptación, el aparato de formación de imágenes acepta instrucciones del operador relacionadas con el tipo de formación de imágenes que se va a obtener, que puede incluir información sobre los tipos de tejido que son de particular interés. En un paso de configuración S220 de umbral, se carga un conjunto apropiado de valores de umbral y otros parámetros operativos al circuito del sensor 121. Un paso de configuración S230 de operador permite al operador ajustar los componentes del soporte 130 para adaptarse a la altura del paciente y al tamaño de la cabeza del paciente. Esto registra una configuración de altura inicial que proporciona información para la posterior ejecución de exploración helicoidal. El operador también puede usar el soporte 136 para la cabeza y el aparato de alineación 140 para ajustar la posición del paciente. Un paso de entrada S240 de instrucciones acepta las instrucciones del operador para comenzar la secuencia de exploración y ejecutar un paso S250 de exploración y adquisición. Durante el paso S250, se obtienen múltiples imágenes en 2-D en sucesivas posiciones de rotación y altura para adquirir los datos de exploración TCHC. A continuación, un paso de formación de imágenes S260 forma la imagen de volumen en 3-D a partir de las imágenes en 2-D obtenidas, usando un algoritmo de reconstrucción de imagen, tal como una de las rutinas de retroproyección filtradas bien conocidas en las técnicas de formación de imágenes de volumen. La imagen resultante se visualiza luego para que el profesional la vea y los datos de la imagen se almacenan en la memoria 132 (figura 7) u otro circuito de memoria que sea accesible para el ordenador 106.

25 De acuerdo con una realización de la presente invención, el tipo de tejido de interés dicta el conjunto de parámetros operativos que son más adecuados para obtener imágenes de un paciente particular. A modo de ejemplo, y no a modo de limitación, la Tabla 1 enumera un conjunto de parámetros que se cargan cuando el operador elige generar una imagen para el tejido tipo A. La Tabla 2 enumera parámetros ejemplares alternativos para generar una imagen para el tejido tipo B. Como se describió anteriormente con respecto a la figura 8, la inclinación del patrón de exploración helicoidal se puede especificar en términos de traslación vertical o ángulo P de inclinación helicoidal. El ángulo P de inclinación helicoidal se puede variar de 0 grados (es decir, una pendiente de 0) a 40 grados o más y se basa en el tamaño relativo del sensor 121 y la cantidad de superposición necesaria entre imágenes sucesivas.

30 Se puede apreciar que alguna modificación de los procedimientos enumerados y descritos con referencia a la figura 12 se usan de manera similar para otros tipos de formación de imágenes usando el aparato de formación de imágenes 100, con cambios apropiados para el patrón de exploración y el número de imágenes obtenidas. Para formación de imágenes panorámicas o de tomosíntesis, por ejemplo, no se necesita una exploración completa. Solo se necesita una exploración parcial, con la órbita de exploración definida dentro de un solo plano, en lugar de helicoidal como se describe para la exploración de TCHC.

Tabla 1. Parámetros operativos para el tejido tipo A

Parámetro	Ajuste
Nivel de energía de radiación	30 kVp
Valores de umbral al sensor	+1,23V +1,41V
Intervalo de adquisición de imagen	cada 0,8 grados
Traslación vertical entre imágenes	0,1 mm

Tabla 2. Parámetros Operativos para el tejido tipo B

Parámetro	Ajuste
Nivel de energía de radiación	40 kVp
Valores de umbral al sensor	+1,02V +1,34V
Intervalo de adquisición de imagen	cada 0,9 grados
Traslación vertical entre imágenes	0,12 mm

5 Como se señaló anteriormente con respecto a la figura 5, los diferentes tipos de materiales tienen diferentes "firmas" de energía fotónica, lo que permite que la exploración de volumen detecte dos o más materiales diferentes en el sujeto de quien se generan las imágenes. Esta característica permite utilizar el mismo aparato de obtención de imágenes para obtener información diferente utilizando el mismo patrón de exploración. De acuerdo con una realización de la presente invención, se proporcionan diferentes conjuntos de configuraciones de umbral, dependiendo de la naturaleza de la imagen de volumen que se desee. Un conjunto de configuraciones de umbral, por ejemplo, está optimizado para obtener información sobre los dientes, mientras que otro conjunto de configuraciones de umbral funciona mejor para obtener imágenes de las encías y las estructuras de soporte subyacentes. Otro conjunto de configuraciones de umbral proporciona las mejores condiciones para obtener imágenes de la garganta, el oído o las fosas nasales, con los ajustes de elevación correspondientes. Como se describe con referencia a la figura 12, se selecciona un conjunto apropiado de valores umbral y se carga en el circuito de adquisición de imágenes del sensor de formación de imágenes de acuerdo con el tipo de formación de imágenes que se va a realizar y con el tipo de tejido que es de particular interés para un paciente.

Se han descrito realizaciones de la presente invención para obtener imágenes de diversas regiones de la cabeza y la parte superior del cuerpo de un paciente usando un detector extraoral. El aparato de la presente invención puede usarse, por ejemplo, para obtener una serie de boca completa (FMS) en la práctica dental. Debe observarse que el sensor 121 (figura 7) puede combinar circuitos de fotorrecuento con otros componentes de formación de imágenes convencionales, como con la detección indirecta o la integración de componentes de formación de imágenes descritos anteriormente con referencia a las figuras 2A-D. Se pueden acoplar múltiples sensores 121 para aumentar el área sobre la que se obtiene una imagen para cada exposición a rayos x. El sensor 121 de recuento de fotones se puede usar para admitir diferentes modos de formación de imágenes, incluyendo CT o TCHC, imágenes panorámicas o cefalométricas. Los modos de formación de imágenes CT y TCHC obtienen una imagen de volumen de múltiples imágenes bidimensionales (2-D). Las imágenes panorámicas y cefalométricas son modos de formación de imágenes bidimensionales que pueden requerir la exploración del sensor 121 en una o dos direcciones dentro del mismo plano de imagen durante la formación de imágenes para cubrir el área de formación de imágenes completa.

30 Con las adaptaciones necesarias al hardware y a los patrones de exploración que se usan, las realizaciones del aparato de formación de imágenes 100 (figura 7) son capaces de una serie de tipos de formación de imágenes, que incluyen formación de imágenes en 2-D y formación de imágenes panorámicas, formación de imágenes de tomosíntesis y formación de imágenes de volumen utilizando tomografía computarizada (TC) o tomografía computarizada de haz cónico (TCHC).

35 La tomosíntesis es un modo de formación de imágenes que aprovecha la capacidad de sistemas como el aparato de formación de imágenes 100 para localizar el foco sobre una porción fraccional de un arco y procesar los datos de imagen resultantes para proporcionar una imagen que proporcione cierta cantidad de información de profundidad de una serie de imágenes en 2-D individuales obtenidas en diferentes ángulos a lo largo del arco. La tomosíntesis proporciona así un tipo de formación de imágenes de volumen con información de profundidad limitada, formada a partir de una secuencia de formación de imágenes bidimensionales (2-D). Los principios básicos para la tomosíntesis dental se describen, por ejemplo, en la Patente de los Estados Unidos n.º 5.677.940.

El diagrama esquemático de la Figura 13 muestra cómo funciona la tomosíntesis para obtener imágenes en diferentes capas de enfoque. La radiación de una fuente S se dirige a través de un objeto, que se muestra en la Figura 13 como

una de un conjunto de formas geométricas en diferentes planos focales, a un detector 148. Las capas se indican como capa -1, capa 0 y capa 1. La fuente S o el detector 148 se desplaza en un arco, como se muestra durante la adquisición de imágenes. Las imágenes en un plano o capa de tomosíntesis se combinan con las imágenes correspondientes en la secuencia con objetos en imágenes de otras capas de tomosíntesis, como la adición directa de píxeles, para proporcionar una imagen de volumen combinado. A medida que la fuente de radiación y el sensor se colocan en lados opuestos de la cabeza del paciente, se superponen varias estructuras óseas dentro de las imágenes en 2-D individuales que se obtienen. Por ejemplo, puede ser difícil diferenciar los incisivos de la columna vertebral o los molares de otras estructuras a lo largo del arco dental, como se muestra en la Figura 14. Las imágenes superpuestas utilizadas para la tomosíntesis, con imágenes sucesivas obtenidas en diferentes ángulos, permiten la reconstrucción de las características subyacentes y la recuperación y representación de la información de profundidad adecuada. Esta técnica permite obtener la mejor capa de enfoque en una posición preestablecida y con un perfil de velocidad preestablecido y una configuración de colimación. A medida que se agregan píxeles en combinación, las estructuras óseas que se encuentran fuera de la capa de mejor enfoque tienden a difuminarse, sin degradar la visualización de las estructuras óseas que se encuentran dentro de la región de interés. A modo de ejemplo, la Figura 14 muestra múltiples capas 99 panorámicas a lo largo del arco dental.

Un inconveniente de esta técnica se relaciona con la discrepancia que puede ocurrir entre la capa de enfoque y la región de interés real, como los dientes del paciente. Esto puede ocurrir incluso cuando el lugar geométrico del eje de rotación está predefinido para una región dada a lo largo del arco dental u otra estructura. Sin embargo, este inconveniente puede remediarse permitiendo la elección de una mejor capa de enfoque que sea diferente de la capa preestablecida y adaptando la posición de esta mejor capa de enfoque en relación con la forma del arco dental del paciente. En el procesamiento, se realiza un desplazamiento de píxeles dentro de cada imagen, eligiéndose la amplitud del desplazamiento de modo que la posición de la estructura anatómica de interés se ubique, después del desplazamiento, en la misma posición en cada imagen. Después de un procedimiento de adición de píxel a píxel de la pluralidad de imágenes adquiridas, se obtiene una imagen final en la que la estructura anatómica de interés se encuentra en la capa de enfoque y otras estructuras se ven borrosas (dando como resultado rayas horizontales, por ejemplo). Al repetir el procedimiento con otros valores de amplitud de desplazamiento, se puede obtener una pluralidad de capas de enfoque y se puede elegir la mejor para una región de interés. Entre las ventajas de esta técnica puede estar la calidad de la imagen, que depende solo ligeramente del posicionamiento del paciente.

En realizaciones ejemplares alternativas, se usa un sensor de recuento de fotones como sensor intraoral. Se puede apreciar que se requieren varias modificaciones a los sensores de recuento de fotones de la técnica relacionada para este propósito. Una dificultad se relaciona con los requisitos de resolución para imágenes intraorales. Los sensores de imágenes extraorales tienen tamaños de píxeles relativamente grandes en comparación con los tamaños de píxeles para la resolución necesaria para las imágenes intraorales. Los tamaños típicos de píxeles para sensores de imágenes extraorales pueden ser del orden de 100 micrómetros o más; las imágenes intraorales requieren una resolución del orden de 20 micrómetros o menos. Al mismo tiempo, se necesita una resolución de profundidad de 8 bits o superior, lo que requiere unos circuitos de soporte considerable para los contadores digitales asociados con cada píxel. Para abordar la necesidad de una resolución más alta y/o suficiente profundidad de bits para imágenes dentales intraorales, las realizaciones ejemplares de este documento pueden emplear métodos/aparatos alternativos para contar eventos de fotones, utilizando un dispositivo de recuento de fotones analógico (por ejemplo, un dispositivo de almacenamiento de carga analógico) para reducir circuitos de soporte incluidos en los contadores digitales asociados con cada píxel. En una realización, los circuitos de soporte (por ejemplo, transistores) pueden reducirse en un factor de 2x, 5x o 10x. Para cada fotón de radiación (por ejemplo, rayos x) que se recibe, la nube de electrones resultante puede generar un pulso o provocar que una carga (por ejemplo, carga preestablecida) se almacene en un condensador u otro dispositivo de almacenamiento analógico. En una realización, se puede usar un umbral inferior para reducir o eliminar la carga de almacenamiento en el condensador por ruido o eventos erróneos (por ejemplo, dispersión). Con el tiempo, la cantidad de carga (es decir, corriente, voltaje) que se almacena en el dispositivo de almacenamiento analógico es indicativa de la cantidad de fotones recibidos para el píxel correspondiente. Por ejemplo, el circuito analógico a digital detecta la carga almacenada y proporciona un valor digital de salida que indica el recuento de fotones para el píxel. En una realización, se puede proporcionar una pluralidad de dispositivos de recuento de fotones analógicos para cada píxel de imagen para soportar una pluralidad de umbrales para implementar recuentos de pulsos para una serie de valores de umbral incluso para el tamaño de píxel de imagen reducido del sensor digital intraoral.

Otros cambios para el uso intraoral incluyen adelgazamiento del elemento de detección directa 72 (Figura 3). Esto ayuda a reducir la cantidad de radiación necesaria y/o permite que se usen niveles de voltaje más bajos para atraer la nube de electrones hacia los elementos de detección de energía 54. Al mismo tiempo, se puede usar el endurecimiento de la radiación necesario para ayudar a proteger los elementos de detección de energía 54 que detectan la nube de electrones resultante del elemento de detección directa 72. Además, debido a que algunos fotones pueden escapar sin interacción con el elemento de detección directa 72, el uso de un umbral superior adicional puede reducir o aliviar los efectos de ruido de estos fotones. Por lo tanto, no se cuenta una condición de voltaje (por ejemplo, transitoria) por encima de este umbral superior. Las condiciones de umbral inferior y superior se pueden utilizar para validar efectivamente el recuento de fotones. El umbral inferior puede reducir los efectos de ruido; el umbral superior puede reducir los efectos de la radiación (por ejemplo, fotones) directamente en los circuitos del detector. En una realización, se puede implementar una pluralidad de umbrales entre el umbral inferior y el umbral superior para proporcionar la detección de materiales de diferentes características en la cabeza del paciente. Por ejemplo, la pluralidad de umbrales

puede usarse para diferenciar tejidos blandos y huesos, y/o para identificar y eliminar o reducir artefactos metálicos en la imagen de diagnóstico del paciente del sistema de formación de imágenes dentales. También se proporciona protección adicional contra el plomo detrás del detector intraoral para reducir cualquier radiación perdida que pase a través del detector.

- 5 En una realización ejemplar para un dispositivo de recuento de fotones analógico incluido en un contador digital, cada nube de energía de electrones, que resulta de un fotón de radiación, recibido por un píxel de imagen del sensor intraoral puede dar como resultado que se genere un pulso por el píxel de formación de imágenes del sensor intraoral. El pulso se puede usar para incrementar un contador. Alternativamente, el pulso puede ser usado por el píxel de formación de imágenes del sensor intraoral para implementar una carga eléctrica preestablecida que puede usarse para el recuento de fotones analógico durante el intervalo de radiación. Por ejemplo, la carga eléctrica preestablecida se puede almacenar (por ejemplo, integrada o contada) en un dispositivo de almacenamiento analógico para cada pulso para cada píxel de formación de imágenes del sensor intraoral durante el intervalo de radiación. A continuación, el recuento de fotones se puede determinar dividiendo una carga almacenada total para el intervalo de radiación en el dispositivo de almacenamiento analógico por la carga eléctrica preestablecida. Se pueden utilizar realizaciones alternativas para el recuento analógico de fotones en los detectores digitales para sensores intraorales. Además, se puede incluir una pluralidad de dispositivos de recuento de fotones analógicos en un contador digital para cada píxel de formación de imágenes del sensor intraoral para implementar una pluralidad de umbrales o una pluralidad de rangos (por ejemplo, un primer umbral, un segundo umbral, un tercer umbral, en respuesta a un primer rango de energía fotónica, que responde a un segundo rango de energía fotónica, etc.) para diferenciar una pluralidad de materiales en una imagen de diagnóstico dental o para implementar formación de imágenes de rayos x de baja dosis y/o multispectrales o de "color" en sistemas/métodos de formación de imágenes de sensores de fotones intraorales dentales.

Las aplicaciones intraorales que utilizan estos detectores de recuento de fotones pueden ser la formación de imágenes intraorales en 2D y la formación de imágenes intraorales en 3D. Las imágenes intraorales en 2D incluyen imágenes individuales de los dientes/boca del paciente utilizando un detector intraoral. La formación de imágenes intraorales en 3D incluyen múltiples imágenes de los dientes/boca del paciente utilizando un detector intraoral y combinando estas imágenes en una representación en 3D. Esto se ha denominado TC de haz cónico de clínica (*chair-side*). La TC de haz cónico de clínica permite al odontólogo obtener una imagen en 3D sin mover/transportar a un paciente a una estación/equipo de formación de imágenes en 3D completo durante un procedimiento quirúrgico.

- 30 Debe observarse que las realizaciones extraorales de la presente invención también pueden proporcionar un recuento analógico, en lugar de usar una disposición de recuento digital. La carga analógica acumulada, incrementada una vez para cada fotón, se puede distinguir de los tipos convencionales de detección de radiación integrada que proporcionan un valor digital de acuerdo con el brillo relativo de cada píxel en el centelleador.

De acuerdo con una realización de la presente invención, un ordenador ejecuta un programa con instrucciones almacenadas que funcionan en datos de imágenes a los que se accede desde una memoria electrónica. Como pueden apreciar los expertos en las técnicas de procesamiento de imágenes, un programa informático de una realización de la presente invención puede ser utilizado por un sistema informático de propósito general adecuado, como un ordenador personal o estación de trabajo, así como por un microprocesador u otro procesador dedicado o dispositivo lógico programable. Sin embargo, se pueden utilizar muchos otros tipos de sistemas informáticos para ejecutar el programa informático de la presente invención, incluidos los procesadores en red. El programa informático para realizar el método de la presente invención puede almacenarse en un medio de almacenamiento legible por ordenador. Este medio puede comprender, por ejemplo; medios de almacenamiento magnético como un disco magnético (como un disco duro) o cinta magnética u otro tipo de disco magnético portátil; medios de almacenamiento óptico, como un disco óptico, cinta óptica o código de barras legible por máquina; dispositivos de almacenamiento electrónico de estado sólido tales como memoria de acceso aleatorio (RAM) o memoria de solo lectura (ROM); o cualquier otro dispositivo físico o medio empleado para almacenar un programa informático. El programa informático para realizar el método de la presente invención también puede almacenarse en un medio de almacenamiento legible por ordenador que está conectado al procesador de imágenes a través de Internet u otro medio de comunicación. Los expertos en la materia reconocerán fácilmente que el equivalente de dicho producto de programa informático también puede construirse en hardware.

Se entenderá que el producto de programa informático de la presente invención puede hacer uso de diversos algoritmos y procedimientos de manipulación de imágenes que son bien conocidos. Se entenderá además que la realización del producto de programa informático de la presente invención puede incorporar algoritmos y procedimientos no mostrados o descritos específicamente en el presente documento que son útiles para la implementación. Tales algoritmos y procedimientos pueden incluir utilidades convencionales que están dentro de la habilidad ordinaria de las técnicas de procesamiento de imágenes. Los aspectos adicionales de dichos algoritmos y sistemas, y hardware y/o software para producir y procesar las imágenes o cooperar con el producto de programa informático de la presente invención, no se muestran o describen específicamente en el presente documento y pueden seleccionarse de dichos algoritmos, sistemas, hardware, componentes y elementos conocidos en la técnica.

- 60 Cabe señalar que el término "memoria", equivalente a "memoria accesible por ordenador" en el contexto de la presente divulgación, puede referirse a cualquier tipo de espacio de trabajo de almacenamiento de datos temporal o más

duradero utilizado para almacenar y operar datos de imagen y accesible a un sistema informático. La memoria podría ser no volátil, utilizando, por ejemplo, un medio de almacenamiento a largo plazo, como el almacenamiento magnético u óptico. Alternativamente, la memoria podría ser de una naturaleza más volátil, utilizando un circuito electrónico, como la memoria de acceso aleatorio (RAM) que se utiliza como un búfer temporal o espacio de trabajo por un microprocesador u otro dispositivo de procesador lógico de control. Los datos de visualización, por ejemplo, generalmente se almacenan en un búfer de almacenamiento temporal que está directamente asociado con un dispositivo de visualización y se actualiza periódicamente según sea necesario para proporcionar los datos mostrados. Este búfer de almacenamiento temporal también se puede considerar como una memoria, ya que el término se usa en la presente divulgación. La memoria también se utiliza como espacio de trabajo de datos para ejecutar procedimientos y para registrar valores introducidos, como puntos de origen, o para almacenar resultados intermedios y finales de cálculos y otros procedimientos. La memoria accesible por ordenador puede ser volátil, no volátil o una combinación híbrida de tipos volátiles y no volátiles. Se proporciona memoria accesible por ordenador de varios tipos en diferentes componentes en todo el sistema para almacenar o grabar, procesar, transferir y mostrar datos, y para otras funciones.

Una primera realización de ejemplo puede proporcionar un aparato de formación de imágenes dentales para obtener una imagen de un paciente, comprendiendo el aparato una fuente de radiación; un sensor de formación de imágenes digitales que proporciona, para cada uno de una pluralidad de píxeles de imagen, al menos un primer valor digital de acuerdo con un recuento de fotones recibidos que excede al menos un primer umbral de energía, en el que el sensor de formación de imágenes comprende un material de detección directa que convierte fotones de rayos X incidentes a un flujo de electrones; un soporte que soporta al menos la fuente de radiación; y un ordenador en comunicación de señal con el sensor de formación de imágenes digitales para adquirir una o más imágenes bidimensionales. En un ejemplo, el aparato de formación de imágenes dentales puede ser un aparato de formación de imágenes dentales extraorales o un aparato de formación de imágenes dentales intraorales. En una realización, el aparato de formación de imágenes dentales puede ser un aparato de formación de imágenes dentales extraorales o un aparato de formación de imágenes dentales intraorales.

Una segunda realización de ejemplo puede proporcionar un aparato de formación de imágenes dentales para obtener una imagen de un paciente, comprendiendo el aparato una fuente de radiación; un sensor de formación de imágenes digitales que proporciona, para cada uno de una pluralidad de píxeles de imagen, al menos un primer valor digital de acuerdo con un recuento de fotones recibidos que excede al menos un primer umbral de energía, en el que el sensor de formación de imágenes comprende yodo mercúrico (por ejemplo, HgI₂) para convertir los fotones de rayos X incidentes en un flujo de electrones; un soporte que soporta al menos la fuente de radiación; y un ordenador en comunicación de señal con el sensor de formación de imágenes digitales para adquirir una o más imágenes bidimensionales. En una realización, el aparato de formación de imágenes dentales puede ser un aparato de formación de imágenes dentales extraorales o un aparato de formación de imágenes dentales intraorales.

Una tercera realización de ejemplo puede proporcionar un aparato de formación de imágenes dentales intraorales para obtener una imagen de un paciente, comprendiendo el aparato una fuente de radiación; un sensor de formación de imágenes digitales que proporciona, para cada uno de una pluralidad de píxeles de imagen, al menos un primer valor digital de acuerdo con un recuento de fotones recibidos que satisfacen al menos un primer umbral de energía; y un ordenador en comunicación de señal con el sensor de formación de imágenes digitales para adquirir una o más imágenes bidimensionales. El aparato de formación de imágenes dentales intraorales puede incluir un sistema de alineación para alinear la fuente de radiación con el sensor de formación de imágenes digitales, donde el sistema de alineación puede ser mecánico, electromecánico u óptico. El aparato de formación de imágenes dentales intraorales puede incluir un soporte que soporta la fuente de radiación. El aparato de formación de imágenes dentales intraorales puede incluir un segundo valor digital de acuerdo con un recuento de fotones recibidos que satisfacen un segundo umbral de energía para cada uno de la pluralidad de píxeles de imagen.

Una cuarta realización de ejemplo puede proporcionar un método para operar un sistema de formación de imágenes dentales intraorales para obtener datos de imagen de al menos una parte de la cabeza de un paciente, comprendiendo el método proporcionar un sensor de formación de imágenes digitales que proporciona, para cada uno de una pluralidad de píxeles de imagen, al menos un primer valor digital según un recuento de fotones recibidos que satisfacen al menos un primer umbral de energía; obtener un conjunto de valores que se relacionan con uno o más de un nivel de energía de exposición; orientar una fuente de radiación al sensor de formación de imágenes digitales; adquirir una pluralidad de imágenes digitales de acuerdo con el conjunto de valores obtenido; y generar y visualizar una imagen de diagnóstico formada a partir de la pluralidad de imágenes digitales adquiridas.

Una quinta realización de ejemplo puede proporcionar un aparato de formación imágenes para obtener una imagen de volumen de al menos una porción de la cabeza de un paciente, comprendiendo el aparato un soporte giratorio que comprende una fuente de radiación y un sensor de formación de imágenes digitales y acoplado a un actuador giratorio que es energizable para girar el sensor de formación de imágenes y la fuente en un patrón de exploración sobre la cabeza del paciente; y un ordenador en comunicación de señal con el sensor de formación de imágenes digitales para adquirir una pluralidad de imágenes bidimensionales en posiciones sucesivas a lo largo del patrón de exploración; en el que el sensor de formación de imágenes proporciona, para cada uno de una pluralidad de píxeles de imagen, un valor digital de acuerdo con un recuento de fotones recibidos que excede al menos un umbral de energía. El aparato de formación de imágenes puede incluir uno o más actuadores verticales energizables para cambiar la posición vertical

relativa del sensor de formación de imágenes y la fuente de radiación a la cabeza del paciente durante la revolución.

5 Las realizaciones de aparatos de formación de imágenes de ejemplo pueden incluir materiales policristalinos o materiales monocristalinos, en los que los materiales policristalinos o materiales monocristalinos comprenden telururo de cadmio (CdTe o CadTel), plomo-yodo (Pbl), óxido de plomo (PbO) y yoduro de mercurio (HgI₂) para el sensor de formación de imágenes digitales.

Las realizaciones de aparatos de formación de imágenes de ejemplo pueden incluir cada píxel de formación de imágenes configurado para generar un pulso para cada fotón recibido que excede el al menos un umbral de energía, donde los pulsos incrementan un reloj.

10 Las realizaciones de aparatos de formación de imágenes de ejemplo pueden incluir el sensor de formación de imágenes configurado para proporcionar un umbral superior, en el que cada píxel de formación de imágenes emite un primer pulso para un fotón recibido que está por encima del primer umbral de energía y es menor que el umbral superior, y en el que cada píxel de formación de imágenes emite un segundo pulso para un fotón recibido que está por encima de un segundo umbral de energía y es menor que el umbral superior, en el que se genera una carga eléctrica prescrita para dicho primer y segundo pulso. Alternativamente, un primer recuento de fotones se determina
15 dividiendo una primera carga eléctrica total que responde a los primeros pulsos por una carga eléctrica prescrita en relación con un primer pulso, y en el que se determina un segundo recuento de fotones dividiendo una segunda carga eléctrica total que responde a los segundos pulsos por una carga eléctrica prescrita en relación con un segundo pulso. En una realización, los primer y segundo pulsos son mutuamente excluyentes.

20 La invención se ha descrito en detalle con referencia particular a una realización actualmente preferida, pero se entenderá que se pueden realizar variaciones y modificaciones. Por ejemplo, el sensor 121 puede ser un sensor de recuento de fotones o un sensor de formación de imágenes integrado. Además, si bien una característica particular de la invención puede haberse desvelado con respecto a al menos una de varias implementaciones/realizaciones, dicha característica puede combinarse con una o más características adicionales de las otras implementaciones/realizaciones que pueden ser deseables y ventajosas para cualquier función dada o particular. El
25 término "al menos uno de" se utiliza para referirse a que se pueden seleccionar uno o más de los elementos enumerados. "Ejemplar" indica que la descripción se usa como un ejemplo, en lugar de implicar que es un ideal. Por lo tanto, las realizaciones actualmente desveladas se consideran ilustrativas y no restrictivas en todos los aspectos.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato de imágenes dentales extraorales (100) para obtener una imagen de un paciente, comprendiendo el aparato:

5 una fuente de radiación (110);
 un sensor de formación de imágenes digitales (121) que está configurado para proporcionar, para cada uno de una pluralidad de píxeles de imagen, al menos un primer valor digital (90a) de acuerdo con un recuento de fotones recibidos que satisfacen al menos un primer umbral de energía,
 10 en el que el sensor de formación de imágenes digitales (121) está configurado además para proporcionar, para cada uno de la pluralidad de píxeles de imagen, un segundo valor digital (90b) obtenido a partir de un recuento de fotones de energía de radiación ionizante que excede un segundo umbral de energía, que es mayor que el primer umbral de energía; y
 en el que el sensor de formación de imágenes digitales (121) está configurado además para proporcionar un umbral de energía superior, en el que el primer valor digital (90a) está de acuerdo con el recuento de fotones recibidos que exceden el primer umbral de energía y son inferiores al umbral de energía superior, y en el que el segundo valor digital (90b) está de acuerdo con el recuento de fotones recibidos que exceden el segundo umbral de energía y son menores que el umbral de energía superior;
 15 un soporte (130) que está configurado para soportar la fuente de radiación (110) y el sensor de formación imágenes digitales (121) en lados opuestos de la cabeza del paciente y que además está configurado para moverse de acuerdo con patrones de exploración predeterminados para proporcionar formación de imágenes extraorales en 2D y formación de imágenes extraorales en 3D; y
 20 un ordenador (106) en comunicación de señal con el sensor de formación de imágenes digitales (121) para adquirir una o más imágenes bidimensionales.

2. El aparato de formación de imágenes dentales extraorales (100) de la reivindicación 1, que comprende además:

25 uno o más actuadores verticales (122, 124, 138) energizables para cambiar la posición vertical relativa del sensor de formación de imágenes digitales (121) y la fuente de radiación (110) a la cabeza de un paciente, en el que el ordenador (106) está configurado para combinar dos o más imágenes de un patrón de exploración helicoidal para formar una imagen de volumen de tomografía computarizada,
 un actuador giratorio (112) que es energizable para girar el sensor de formación de imágenes digitales (121) y la fuente de radiación (110) en el patrón de exploración helicoidal alrededor de la cabeza del paciente, en el que se
 30 reconstruye una imagen de volumen de al menos una parte de la cabeza del paciente en función de la pluralidad de píxeles de imagen.

3. El aparato de formación de imágenes dentales extraorales (100) de la reivindicación 1, que comprende además un accionador giratorio (112) que es energizable para girar el sensor de formación de imágenes digitales (121) y la fuente de radiación (110) en un patrón de exploración alrededor de la cabeza de un paciente, en el que se reconstruye una
 35 imagen bidimensional de al menos una parte de la cabeza del paciente en función de la pluralidad de píxeles de la imagen, y en el que la imagen bidimensional es una imagen panorámica de una parte del paciente o se genera la imagen bidimensional utilizando técnicas de formación de imágenes por tomosíntesis.

4. El aparato de formación de imágenes dentales extraorales (100) de la reivindicación 1, que comprende además al menos un sensor de altura (134) en comunicación con el ordenador, en el que se puede seleccionar al menos el primer
 40 umbral de energía, y en el que el sensor de formación de imágenes digitales (121) es un sensor de formación de imágenes directa.

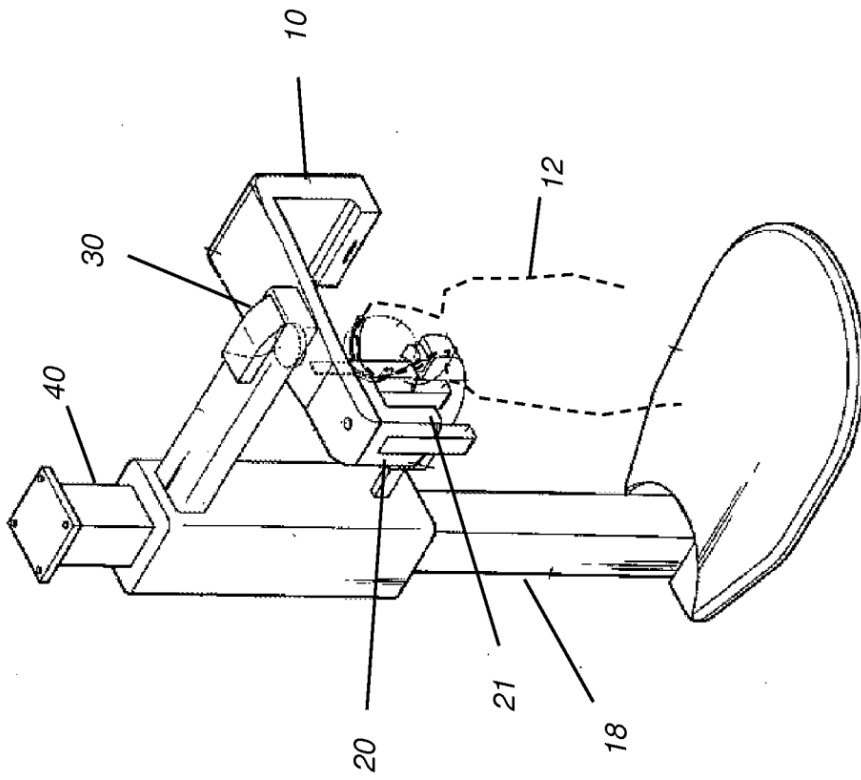


FIG. 1
(Técnica anterior)

50

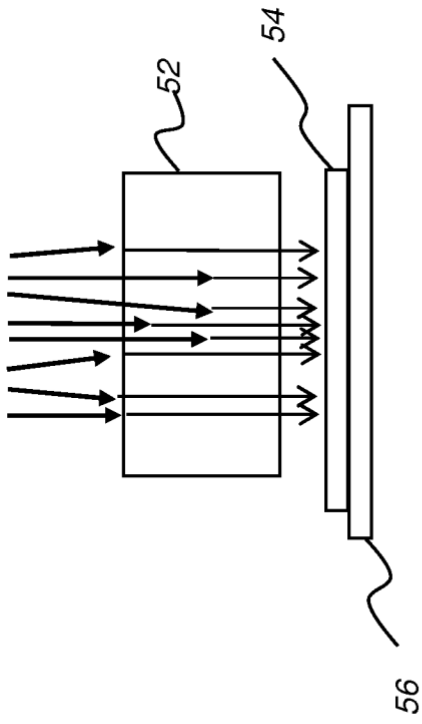


FIG. 2A

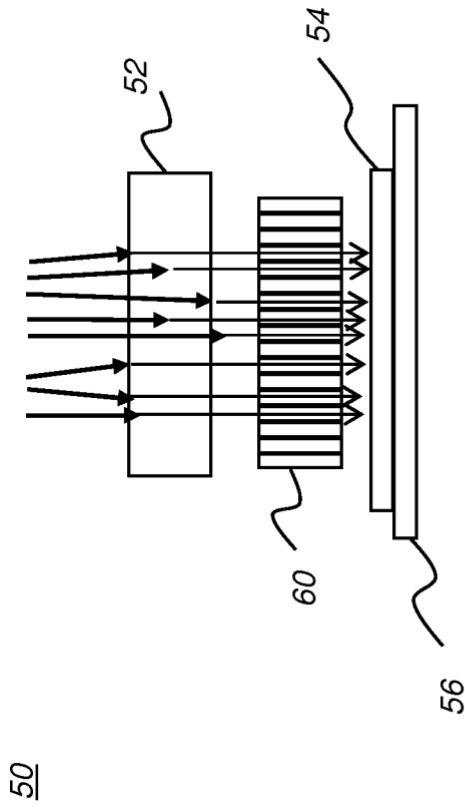


FIG. 2B

50

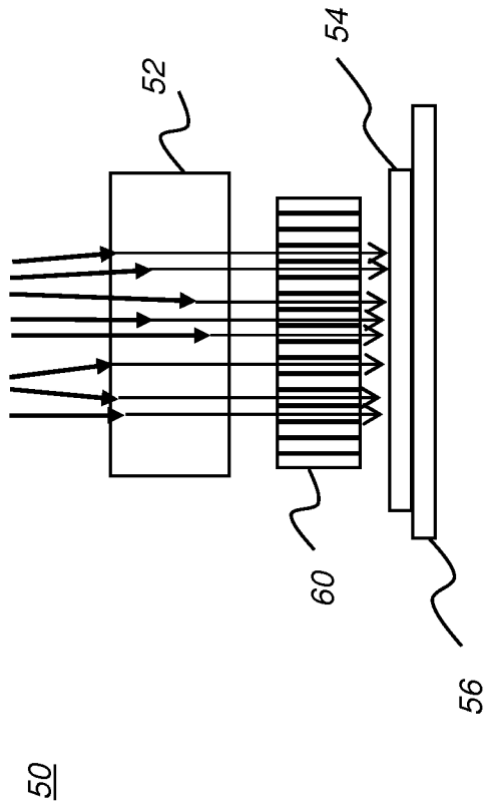


FIG. 2C

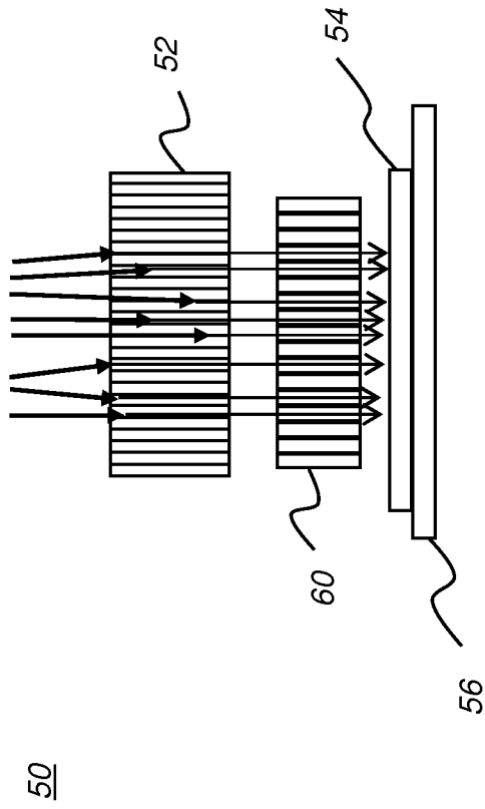


FIG. 2D

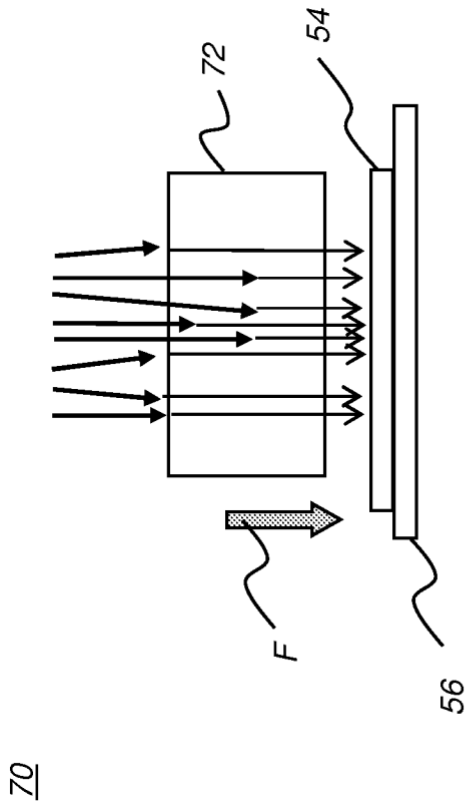


FIG. 3

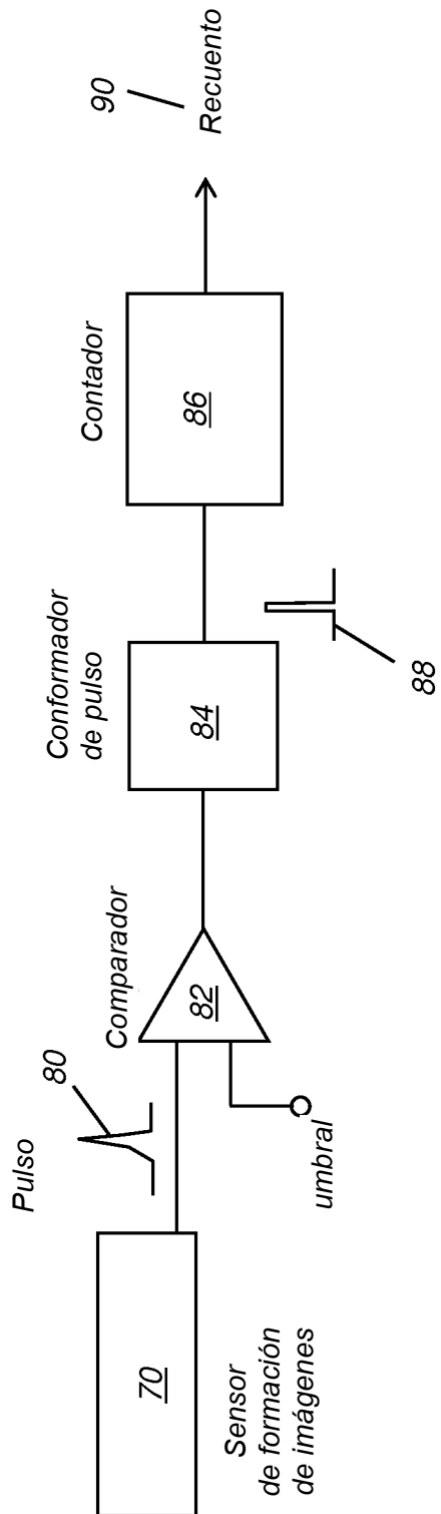


FIG. 4

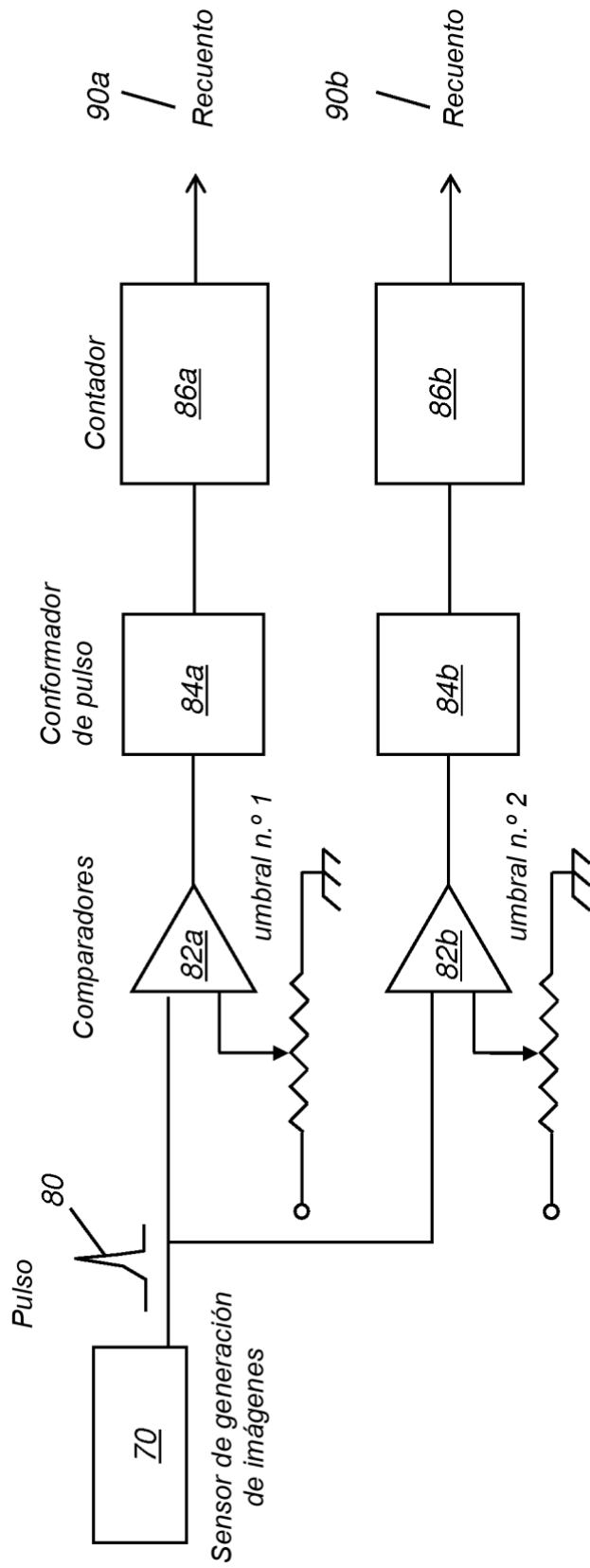


FIG. 5

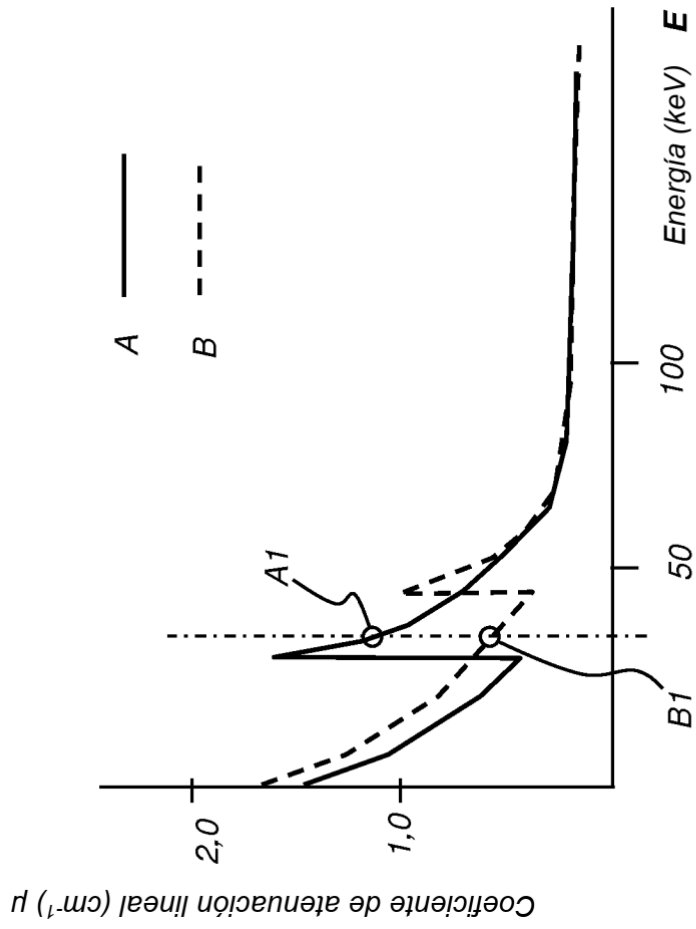
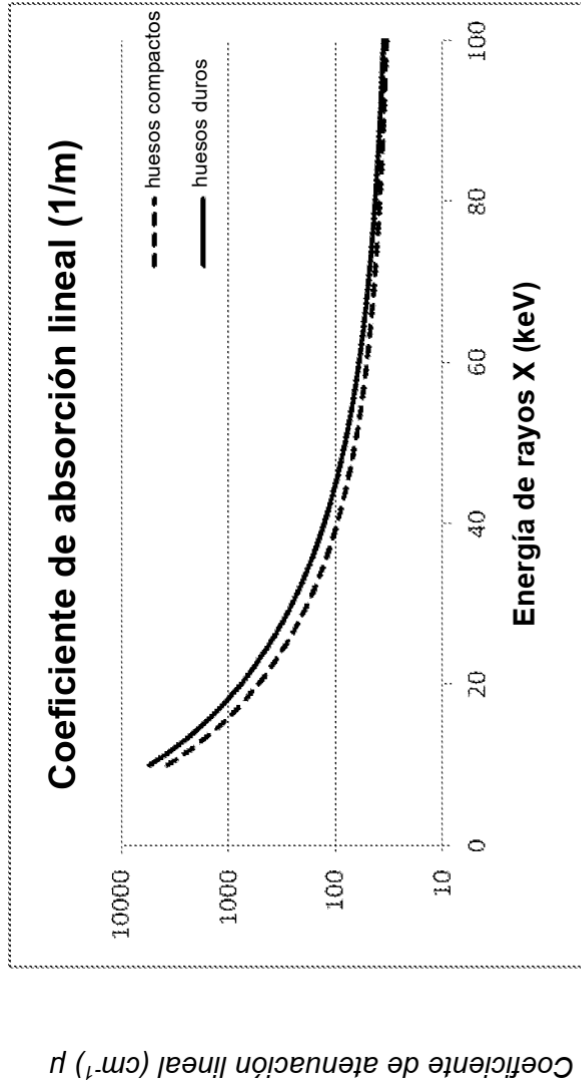


FIG. 6A



Energía (keV) **E**

FIG. 6B

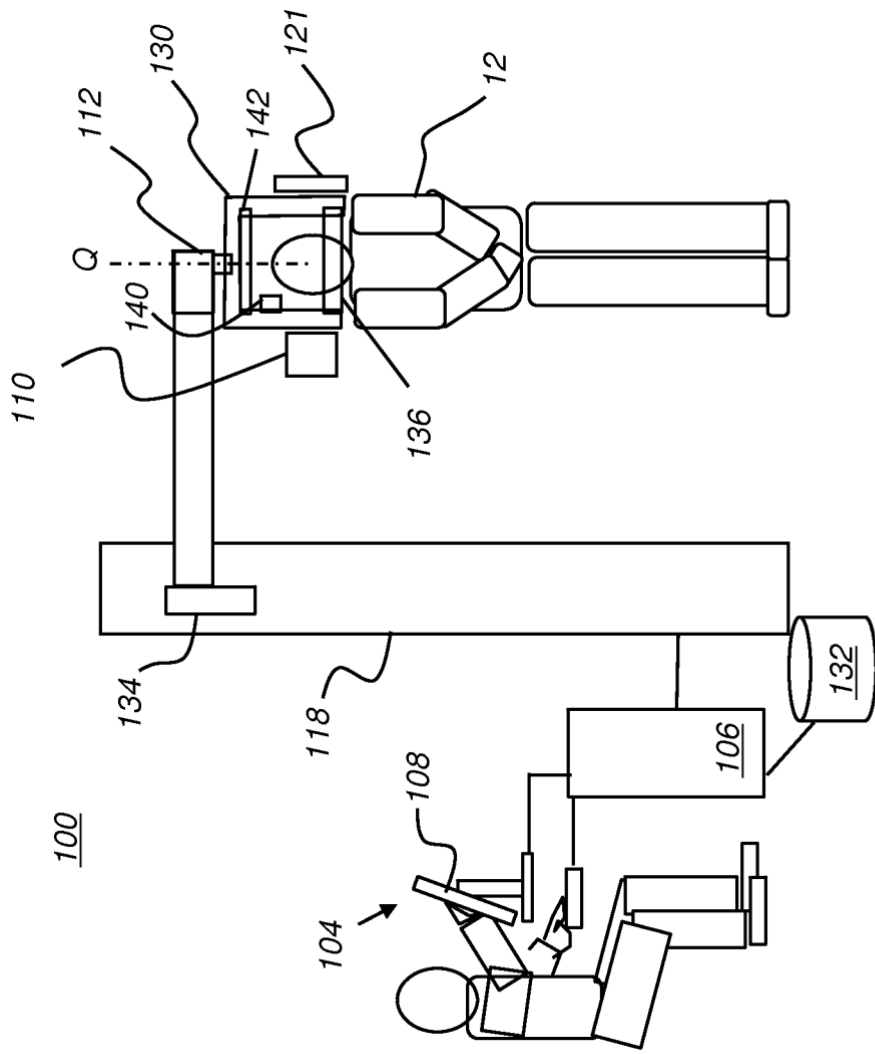


FIG. 7

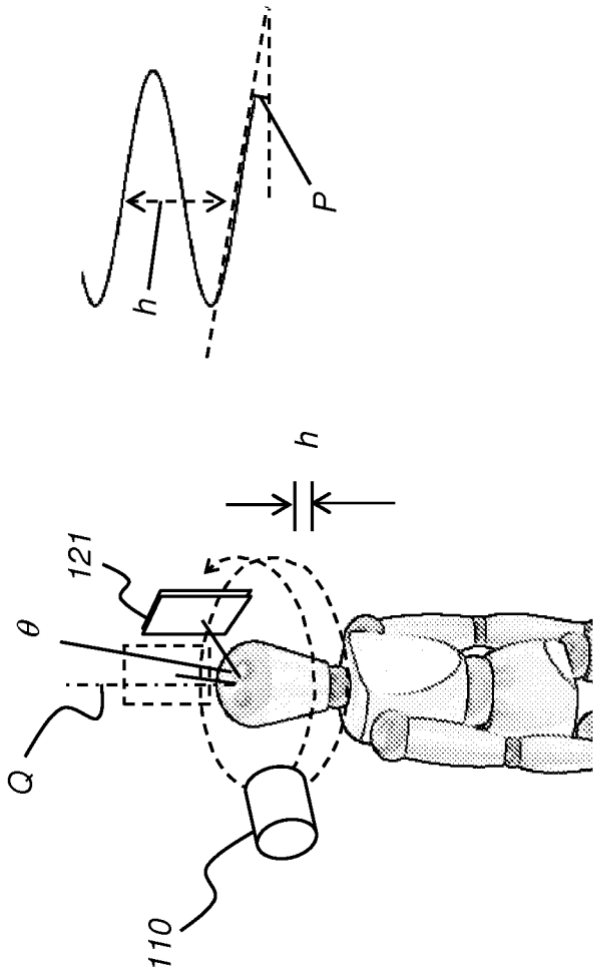


FIG. 8

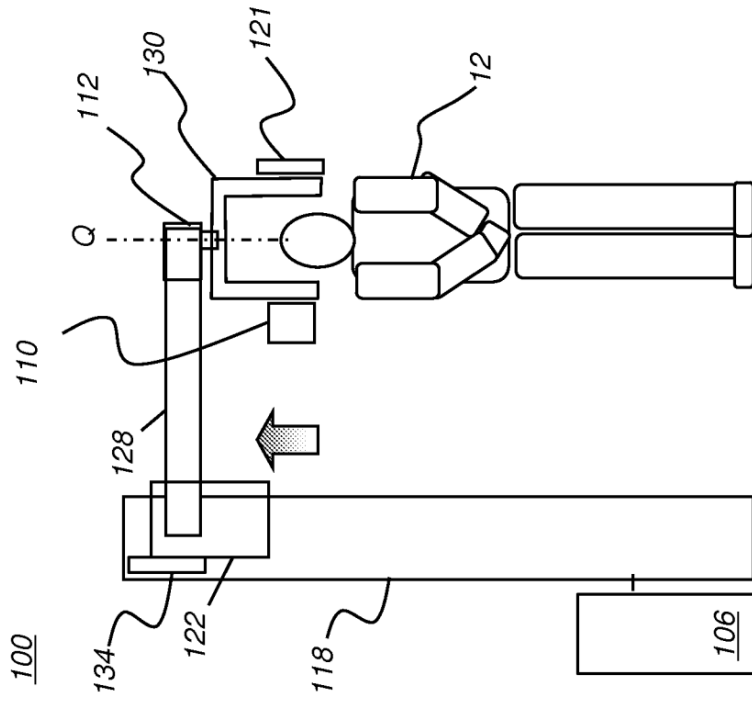


FIG. 9B

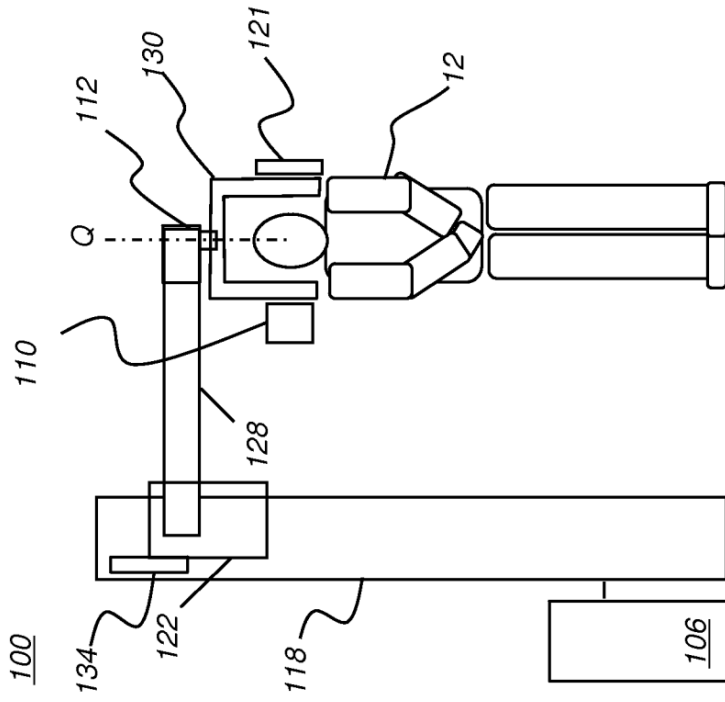


FIG. 9A

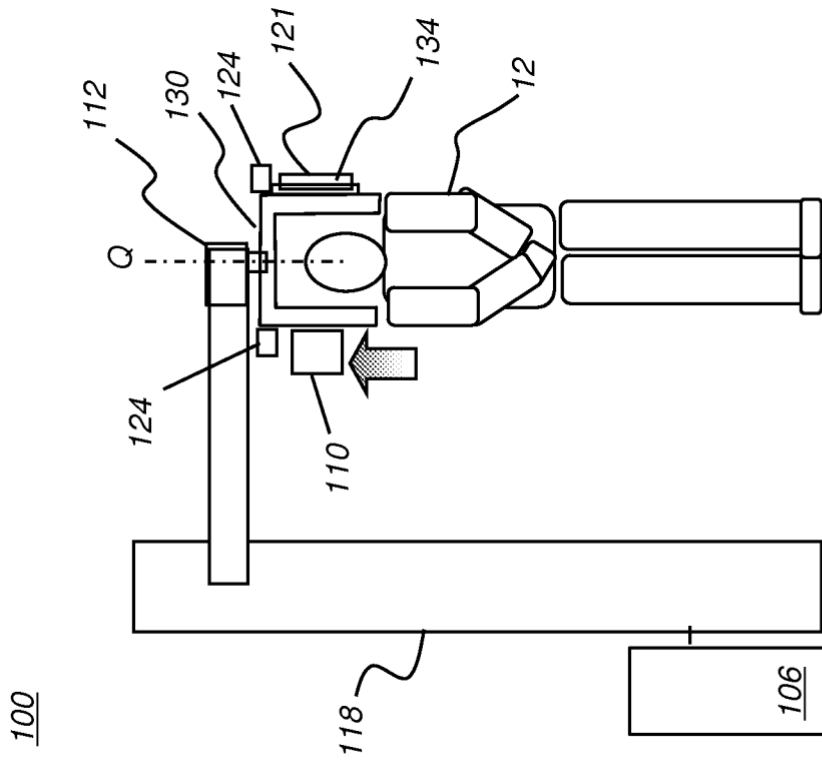


FIG. 10B

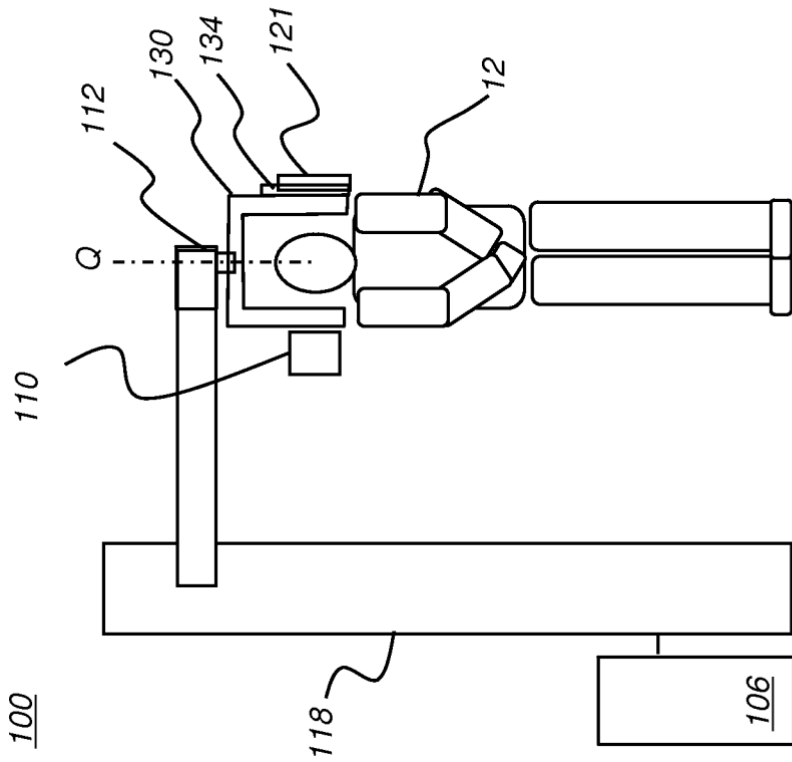


FIG. 10A

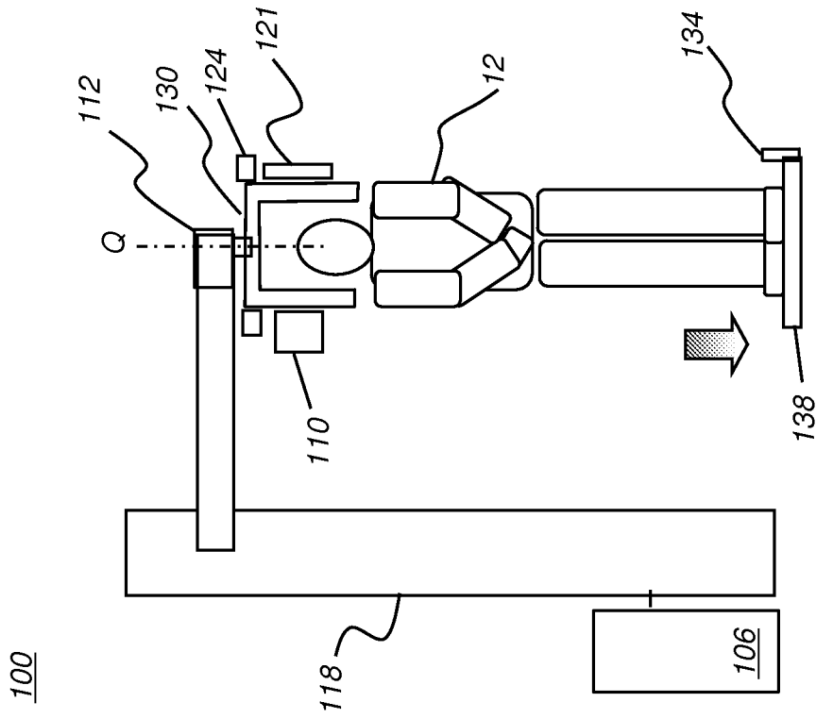


FIG. 11A

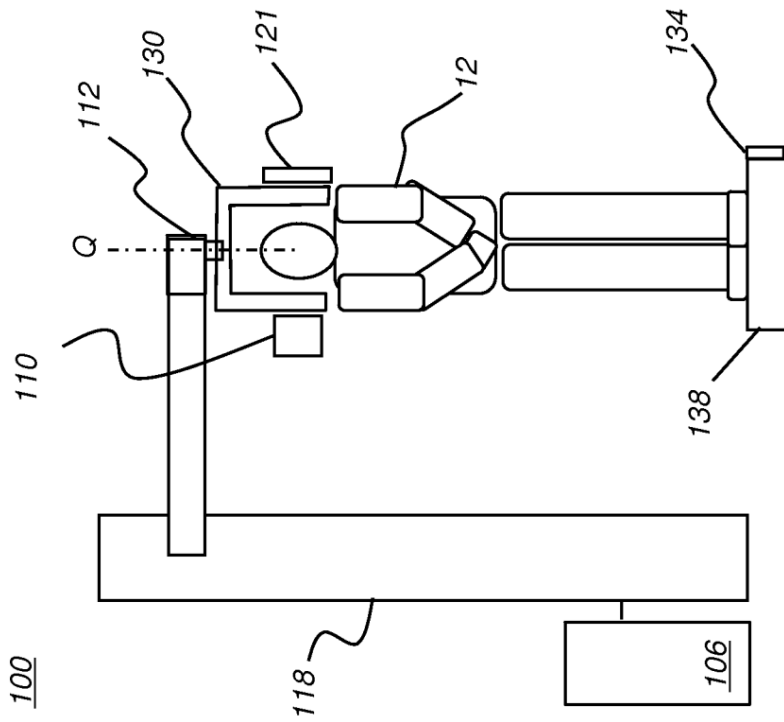


FIG. 11B

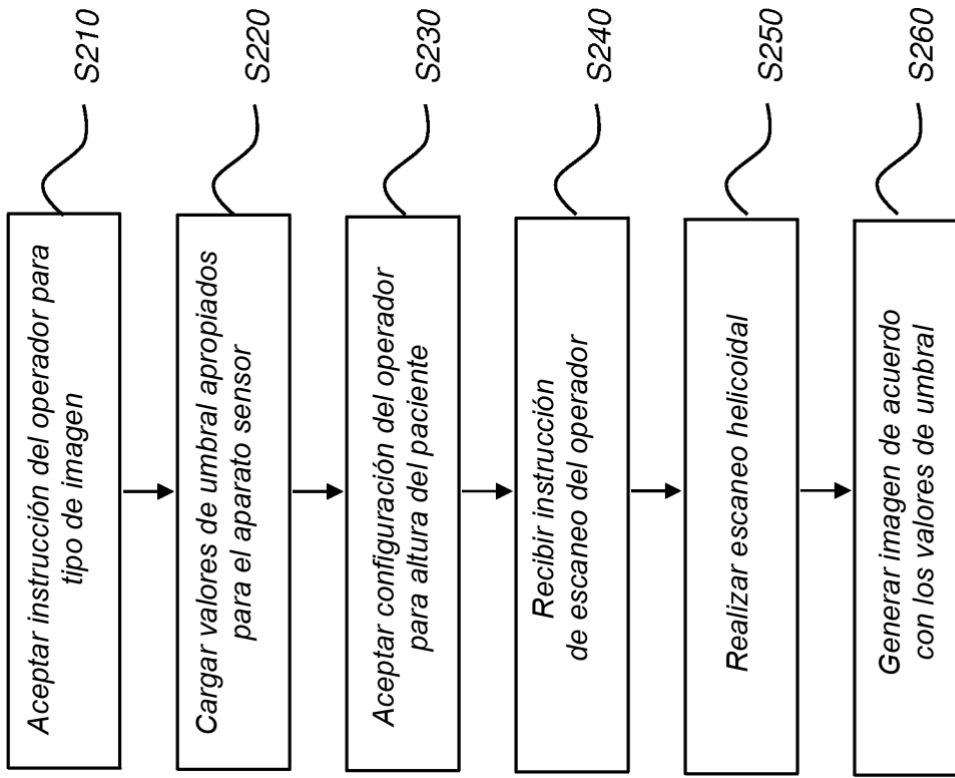


FIG. 12

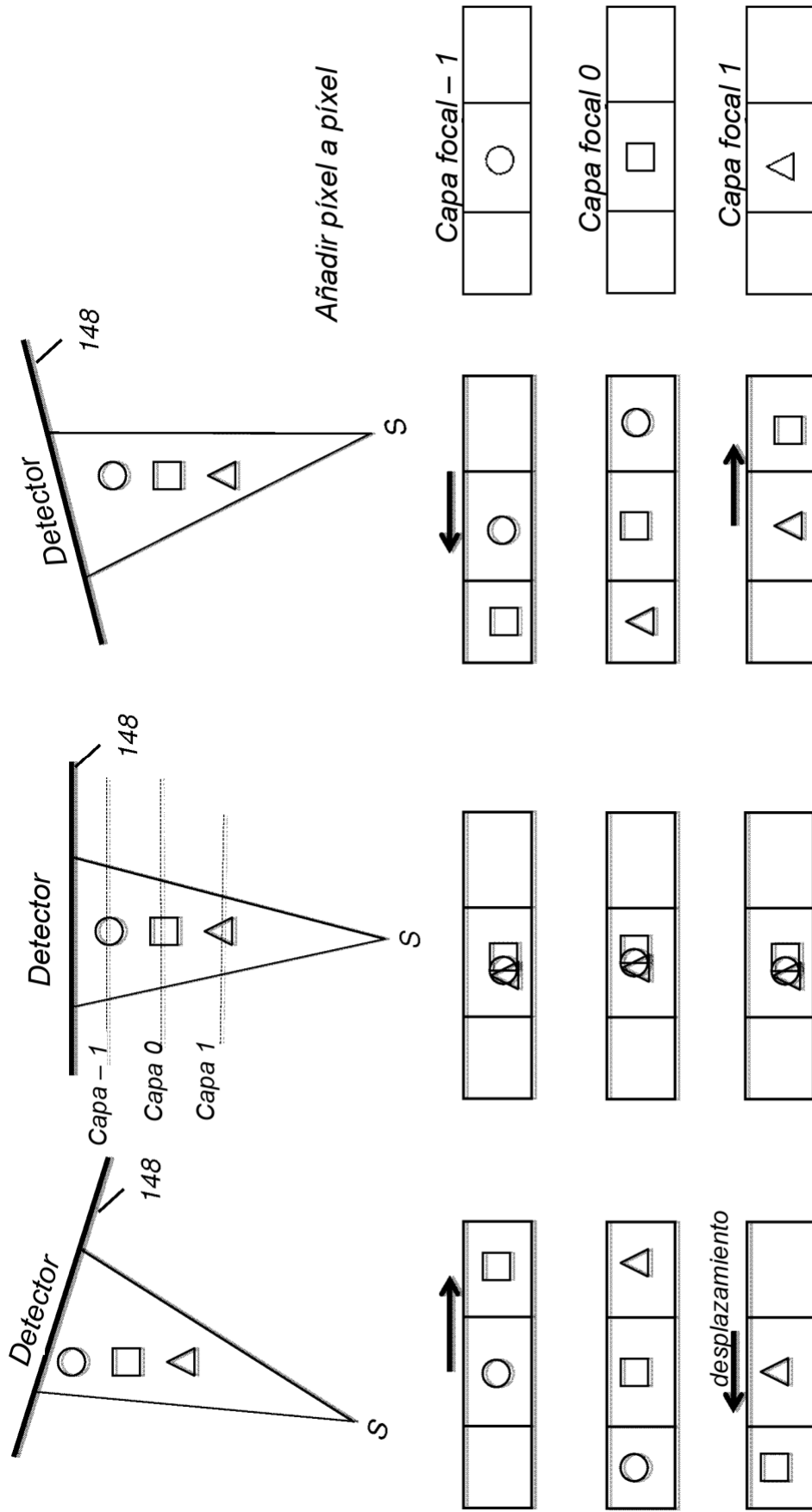


FIG. 13

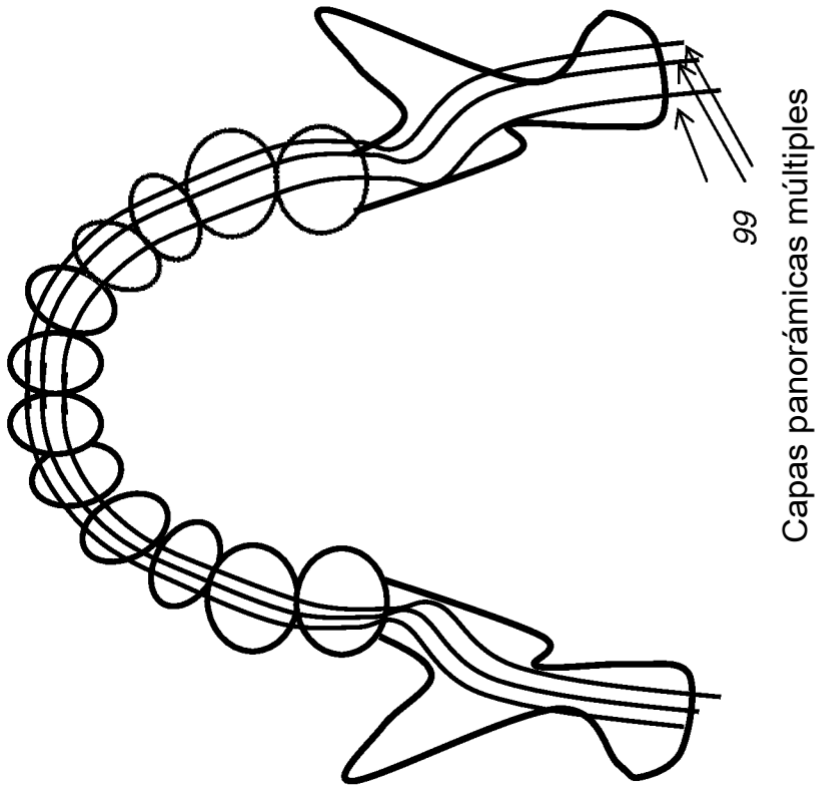


FIG. 14

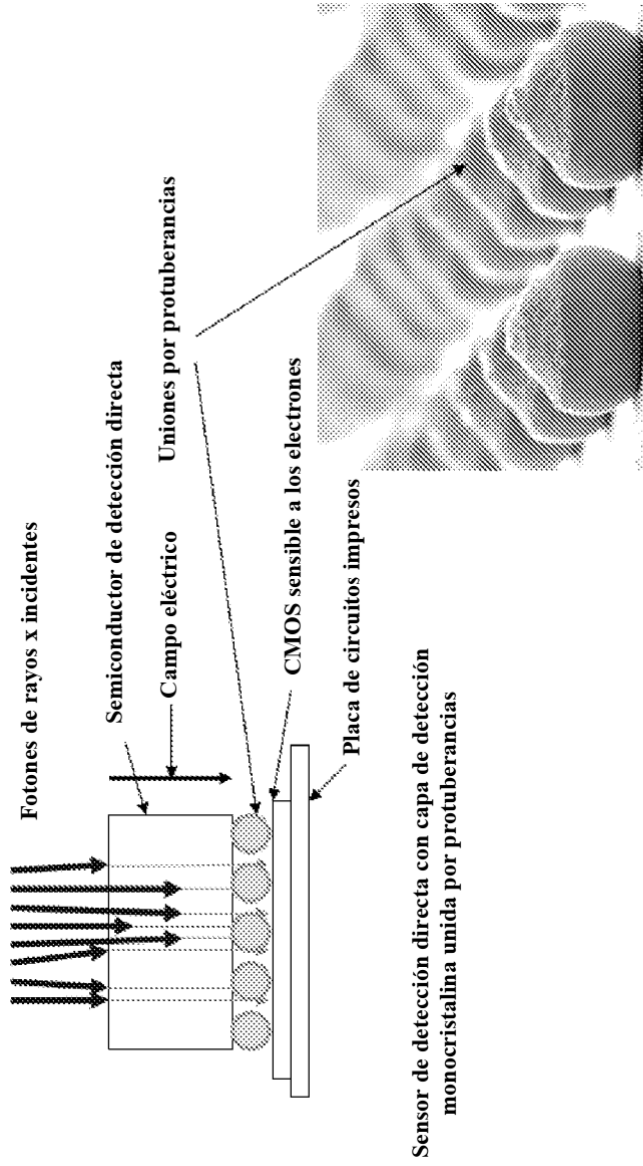


FIG. 15

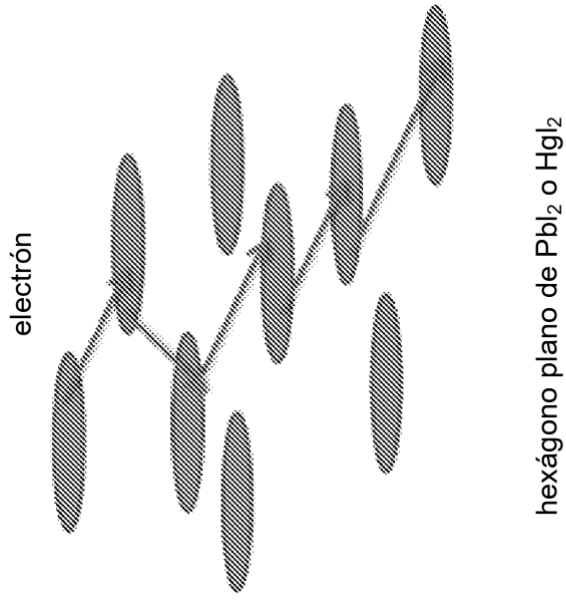


FIG. 16