

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 769 805**

51 Int. Cl.:

A61B 6/04

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **21.06.2012 PCT/US2012/043510**

87 Fecha y número de publicación internacional: **27.06.2013 WO13095706**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **21.06.2012 E 12859406 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.12.2019 EP 2793702**

54 Título: **Formación de imágenes dentales con detector de recuento de fotones**

30 Prioridad:

21.12.2011 WO PCT/US2011/066432

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

29.06.2020

73 Titular/es:

CARESTREAM DENTAL TECHNOLOGY TOPCO LIMITED (100.0%)

**Cleveland House, 33 King Street
London SW1Y 6RJ, US**

72 Inventor/es:

**INGLESE, JEAN-MARC;
BOTHOREL, SYLVIE;
LOUSTAUNEAU, VINCENT y
RANKIN-PAROBK, DONNA**

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 769 805 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

Formación de imágenes dentales con detector de recuento de fotones

Campo de la invención

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

Antecedentes de la invención

Es reconocido que la formación de imágenes radiológicas tiene un valor significativo para el odontólogo, ya que ayudan a identificar diversos problemas y a validar otras mediciones y observaciones relacionadas con los dientes y las estructuras de soporte del paciente. Entre los sistemas de rayos x con una promesa particular para mejorar el cuidado dental se encuentra el aparato de formación de imágenes extraorales que es capaz de obtener una o más imágenes radiográficas en una serie y, donde se obtienen múltiples imágenes del paciente en diferentes ángulos, combinando estas imágenes para obtener una radiografía panorámica contigua del paciente que muestre la dentición completa de la mandíbula, una imagen tomográfica que contenga más detalles de profundidad o una imagen de volumen de tomografía computarizada (TC). Para obtener imágenes de cualquiera de estos tipos, una fuente de radiación y un detector para formación de imágenes, mantenidos a una distancia fija entre sí, giran sincrónicamente sobre el paciente en un rango de ángulos, tomando una serie de imágenes dirigiendo y detectando la radiación que se dirige a través del paciente en diferentes ángulos de revolución.

Los sistemas combinados que proporcionan imágenes de TC y de rayos x panorámicos pueden incluir 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 detector de rayos para que estén espacialmente opuestos entre sí a través del sujeto; y medios de cambio de modo para cambiar entre un modo TC y un modo panorámico. Para detectar rayos x, solo se usa un detector de rayos x de área grande. El aparato de formación de imágenes de rayos x puede obtener ambos tipos de imágenes cambiando de modo durante la sesión de formación de imágenes. Sin embargo, el aparato de formación de imágenes propuesto realiza tanto Tomografías Computarizadas como panorámicas utilizando solo un detector. Esto requiere un detector costoso capaz de llevar a cabo ambas funciones de formación de imágenes de manera satisfactoria.

Un sistema de formación de imágenes combinado puede proporcionar imágenes de Tomografía Computarizada y panorámica utilizando dos sensores o detectores separados. A modo de ejemplo, la FIGURA 1 en la presente solicitud muestra un aparato 40 combinado de imagen panorámica y TC. Una columna 18 telescópica es ajustable para la altura del sujeto. El paciente 12 u otro sujeto, que se muestra con un contorno punteado, se coloca entre una fuente 10 de rayos x y un panel 20 sensor de formación de imágenes de rayos x. El panel 20 sensor de formación de imágenes de rayos x gira sobre un soporte 30 giratorio para posicionar un sensor 21 de TC o panorámico para obtener la exposición. Para las imágenes de TC, el sensor 21 de TC se coloca detrás del sujeto, en relación con la fuente 10 de rayos x. El operador gira el sensor 21 de TC en esta posición como parte de la configuración de la imagen. De manera similar, el operador gira el sensor 21 panorámico a su posición detrás del sujeto como parte de la configuración para una sesión de formación de imágenes panorámicas.

Otro sistema de formación de imágenes reciente combina Tomografía Computarizada, panorámica y cefalométrica a partir de un solo aparato. Por ejemplo, la Publicación de Solicitud de Patente de los Estados Unidos No. 2012/0039436 comúnmente asignada titulada "COMBINED PANORAMIC AND COMPUTED TOMOGRAPHY APPARATUS" para Bothorel et al. describe tal sistema.

El documento US 2009/124882 A1 puede considerarse que revela al menos un aparato de formación de imágenes dentales para obtener una imagen de un paciente, comprendiendo el aparato: una fuente de radiación; un primer sensor de formación de imágenes digital que proporciona, para cada uno de una pluralidad de píxeles de imagen, al menos un primer valor digital; un soporte que soporta la fuente de radiación y el primer sensor de formación de imágenes digital en lados opuestos de un área de imagen para el paciente; un ordenador en comunicación de señal con el primer sensor de formación de imágenes digital para adquirir una o más imágenes bidimensionales del primer sensor de formación de imágenes digital; un controlador acoplado eléctricamente a la fuente de radiación, el primer sensor de formación de imágenes digital, el soporte y el ordenador, configurado el controlador para operar el aparato de formación de imágenes dentales en dos o más modos de formación de imágenes, donde los dos o más modos de formación de imágenes comprenden una combinación de imágenes de volumen, Tomografía Computarizada, imagen panorámica o imagen cefalométrica, donde los dos o más modos de formación de imágenes están configurados para usar el primer sensor de formación de imágenes digital; y un soporte para el paciente.

Un aparato de formación de imágenes de tomografía computarizada (TC) funciona mediante la adquisición de múltiples imágenes 2D con un conjunto de imágenes rotativas o pÓrtico que tiene una fuente de rayos x y, correspondiente a la fuente de rayos x (por ejemplo, opuesta), un sensor de formación de imágenes que tiene una relación espacial seleccionable (por ejemplo, que gira alrededor de un eje fijo) en relación con el paciente. La tomografía computarizada 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.

5 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 grosor o 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 Tomografía Computarizada, en la que se obtienen múltiples imágenes, una de cada uno de varios ángulos de revolución sobre el paciente.

10 La Tomografía Computarizada 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. Hay margen para mejorar el rendimiento del sistema y proporcionar tipos de formación de imágenes que aborden los intereses del profesional con respecto a un paciente en particular. También se necesitan mejoras para un posicionamiento del equipo más preciso en relación con el paciente, así como para la comodidad general del paciente. También se desean mejoras adicionales en las secuencias de adquisición de imágenes y su procesamiento.

Sumario de la invención

20 Por consiguiente, es un aspecto de esta solicitud abordar en su totalidad o en parte, al menos las deficiencias anteriores y de otro tipo en la técnica relacionada.

Es otro aspecto de esta solicitud proporcionar en su totalidad o en parte, al menos las ventajas descritas en este documento.

25 Las realizaciones de la presente invención abordan la necesidad de avanzar en el arte de la formación de imágenes por TC, particularmente para la formación de imágenes de la cabeza. Las realizaciones de la presente invención adaptan el recuento de fotones y las soluciones de deformación de imágenes relacionadas con el problema de las imágenes de TC para aplicaciones dentales, ONG y relacionadas. Usando realizaciones de la presente invención, un odontólogo 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.

30 Estos objetos se dan solo a modo de ejemplo ilustrativo, y tales objetos pueden ser ejemplo de una o más realizaciones de la invención. Otros objetivos y ventajas deseables inherentemente logrados por la invención divulgada pueden ocurrir o resultar evidentes para los expertos en la materia. La invención se define por las reivindicaciones adjuntas.

35 Según un aspecto de la invención, se proporciona un aparato de formación de imágenes dentales extraorales para obtener una imagen de un paciente, comprendiendo el aparato: una fuente de radiación; un primer sensor de formación de imágenes digital 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; un soporte que soporta la fuente de radiación y el primer sensor de formación de imágenes digital en lados opuestos de la cabeza del paciente; un ordenador en comunicación de señal con el sensor de formación de imágenes digital para adquirir una primera imagen bidimensional del primer sensor de formación de imágenes digital; y un segundo sensor de formación de imágenes digital que se usa alternativamente (por ejemplo, el montaje lo coloca en su lugar) y que proporciona datos de imagen según la radiación recibida.

Breve descripción de los dibujos

45 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 divulgación, 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 oído-nariz-garganta (ONG).

50 La FIGURA 2 muestra un aparato de formación de imágenes que proporciona imágenes de TC y de rayos x panorámicos y agrega capacidad de formación de imágenes cefalométricas.

La FIGURA 3 muestra un aparato de formación de imágenes de acuerdo con una realización de la presente invención.

La FIGURA 4A es una vista esquemática que muestra un detector digital que utiliza un centelleador en formación de imágenes radiográficas digitales convencionales.

- La FIGURA 4B 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 4C 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.
- 5 La FIGURA 4D 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 5 es una vista esquemática que muestra un detector digital que utiliza un recuento de fotones para formación de imágenes radiográficas digitales.
- 10 La FIGURA 6 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 7 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 8A es un gráfico que muestra características de atenuación lineal a diferentes niveles de energía para dos materiales metálicos ejemplares.
- 15 La FIGURA 8B es un gráfico que muestra el coeficiente de absorción lineal para diferentes tipos de tejido óseo.
- La FIGURA 9A muestra una vista esquemática de las distancias de fuente a detector que se aplican para cada tipo de formación de imágenes que se realiza mediante el aparato de la presente divulgación.
- La FIGURA 9B muestra una vista esquemática con distancias variables de fuente a detector para diferentes modos de formación de imágenes.
- 20 La FIGURA 10A muestra una realización de un aparato de posicionamiento de detector de tres posiciones.
- La FIGURA 10B muestra el uso del aparato de posicionamiento del detector de la FIGURA 10A para Tomografía Computarizada.
- La FIGURA 10C muestra el uso del aparato de posicionamiento del detector de la FIGURA 10A para formación de imágenes panorámicas.
- 25 La FIGURA 10D muestra el uso del aparato de posicionamiento del detector de la FIGURA 10A para formación de imágenes cefalométricas.
- La FIGURA 11A muestra una realización alternativa de un aparato de posicionamiento de detector de tres posiciones.
- 30 La FIGURA 11B muestra el uso del aparato de posicionamiento del detector de la FIGURA 11A para formación de imágenes de TC.
- La FIGURA 11C muestra el uso del aparato de posicionamiento del detector de la FIGURA 11A para formación de imágenes panorámicas.
- La FIGURA 11D muestra el uso del aparato de posicionamiento del detector de la FIGURA 11A para formación de imágenes cefalométricas.
- 35 La FIGURA 12A muestra otra realización alternativa de un aparato de posicionamiento de detector de tres posiciones.
- La FIGURA 12B muestra el uso del aparato de posicionamiento del detector de la FIGURA 12A para Tomografía Computarizada.
- 40 La FIGURA 12C muestra el uso del aparato de posicionamiento del detector de la FIGURA 12A para formación de imágenes panorámicas.
- La FIGURA 12D muestra el uso del aparato de posicionamiento del detector de la FIGURA 12A para formación de imágenes cefalométricas.
- La FIGURA 12E muestra un patrón de exploración utilizado para la formación de imágenes de TC parcial de acuerdo con una realización de la presente divulgación.
- 45 La FIGURA 13 es un diagrama esquemático que muestra un aparato de obtención de imágenes para obtener imágenes de porciones de la cabeza del paciente utilizando el recuento de fotones.

La FIGURA 14 es un diagrama esquemático que muestra una parte de una exploración helicoidal para el sensor digital y la fuente de radiación.

Las FIGURAS 15A y 15B 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.

5 Las FIGURAS 16A y 16B 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.

10 Las FIGURAS 17A y 17B 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 18 es un diagrama de flujo lógico que muestra los pasos para la adquisición de imágenes de acuerdo con una realización de la presente divulgación.

La FIGURA 19 es una vista esquemática que muestra los componentes de un aparato de soporte para pacientes.

15 La FIGURA 20A muestra características de un soporte para la cabeza para la formación de imágenes del paciente.

La FIGURA 20B muestra características alternativas de un soporte para la cabeza para la formación de imágenes del paciente.

La FIGURA 21 muestra el uso de una máscara utilizada para el apoyo de la cabeza y el mentón durante una sesión de formación de imágenes de volumen.

20 La FIGURA 22 muestra los componentes de una máscara utilizada para el apoyo de la cabeza y el mentón durante una sesión de formación de imágenes de volumen.

Descripción detallada de realizaciones ejemplares

25 La siguiente es una descripción detallada de las realizaciones ejemplares de la divulgación, 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.

30 De acuerdo con ciertas realizaciones ejemplares, se proporciona un aparato y/o procedimientos de formación de imágenes radiográficas (por ejemplo, una dental, dental extraoral) para obtener una imagen basada en la radiación recibida (por ejemplo, de un paciente) que puede proporcionar la capacidad de obtener la imagen usando al menos una modalidad de formación de imágenes (por ejemplo, imagen panorámica, imagen cefalométrica e imagen de TC) y configurada con al menos un detector (por ejemplo, sensor) del tipo de recuento de fotones. Cuando existen múltiples modalidades de formación de imágenes en un solo aparato de formación de imágenes radiográficas, detectores adicionales del tipo de recuento de fotones u otros tipos (por ejemplo, detectores de área de panel plano con base en CMOS, con base en CCD, detectores de área de panel plano, se pueden usar sensores que usan materiales semiconductores amorfos o policristalinos como a-Si) y/o se puede compartir al menos un detector entre
35 al menos dos modalidades de formación de imágenes.

40 De acuerdo con ciertas realizaciones ejemplares, el sensor de recuento de fotones puede equipar un dispositivo de formación de imágenes dentales extraorales. En al menos una realización, los dispositivos de formación de imágenes dentales orales adicionales pueden incluir al menos uno de un sensor de Tomografía Computarizada, un sensor panorámico o un sensor cefalométrico del tipo de recuento de fotones. El procedimiento de adquisición de imágenes cefalométricas puede ser de una sola toma o escaneo por ranura.

45 Por ejemplo, un dispositivo de formación de imágenes dental oral adicional puede comprender dos sensores, es decir, una combinación de un sensor panorámico y un sensor TC, una combinación de un sensor panorámico y un sensor cefalométrico o una combinación de sensor panorámico y un sensor TC donde al menos uno de los dos sensores es el tipo de recuento de fotones. También se puede contemplar un dispositivo en el que se usa un único sensor para las dos funcionalidades de detección. En ese caso, el sensor se desconecta de una primera posición correspondiente a una primera funcionalidad de formación de imágenes y se conecta a una segunda posición correspondiente a una segunda funcionalidad de formación de imágenes.

50 Además, también se puede contemplar un dispositivo de formación de imágenes oral adicional que comprende las tres funcionalidades de formación de imágenes panorámica, imagen cefalométrica e imagen de TC, donde al menos una de las tres funcionalidades de formación de imágenes utiliza procesos de recuento de fotones. En al menos una realización, se pueden usar menos de tres sensores para las tres funcionalidades de formación de imágenes. Por ejemplo, al menos uno de los menos de tres sensores se puede desconectar de una primera posición y enchufar en una segunda posición.

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 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 este documento, los términos vóxel y píxel 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 divulgación, los términos "sensor digital" o "panel de sensores" 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 (por ejemplo, 3D) u orbitar alrededor de un punto central (por ejemplo, fijo o móvil).

En el contexto de la presente divulgación, los términos "operador" y "usuario" se consideran equivalentes y se refieren al profesional operativo, técnico u otra persona que ve y manipula una imagen de rayos x o una imagen de volumen (por ejemplo, formada a partir de una combinación de múltiples imágenes de rayos x) en un aparato de adquisición de imágenes (por ejemplo, en un monitor de visualización). Puede obtenerse una "instrucción técnica" o un "comando de operador" a partir de comandos explícitos ingresados por el usuario o puede obtenerse o derivarse implícitamente en función de alguna otra acción del usuario, como hacer una configuración de colimador, por ejemplo. Con respecto a las entradas en una interfaz de operador, como una interfaz que utiliza un monitor de pantalla y un teclado, por ejemplo, los términos "comando" e "instrucción" se pueden usar indistintamente para referirse a una entrada de operador.

En el contexto de la presente divulgación, los términos "observador" pueden referirse al profesional de la visión (por ejemplo, radiólogo), técnico u otra persona que ve y manipula una imagen de rayos x o una imagen de volumen que se forma a partir de una combinación de múltiples imágenes de rayos x, en un monitor de visualización lejos del aparato de adquisición de imágenes. Se puede obtener una "instrucción del observador" a partir de comandos explícitos ingresados por el observador o se puede obtener o derivar implícitamente con base en alguna otra acción.

Con el fin de comprender más completamente los aspectos de la presente invención, es instructivo considerar diferentes metodologías utilizadas para la formación de imágenes de TC en la práctica convencional y compararlas con aspectos de la TC y otros modos de formación de imágenes de volumen según las realizaciones de la presente divulgación. A modo de ejemplo, la FIGURA 1 muestra una realización de un aparato 40 convencional de formación de imágenes por TC para formación de imágenes dentales. Una columna 18 es ajustable para la altura del sujeto. El paciente 12 u otro sujeto, mostrado en un esquema punteado, se coloca entre una fuente 10 de rayos x y un panel 20 sensor de formación de imágenes de rayos x, también denominado detector para formación de imágenes. El panel 20 del sensor de formación de imágenes de rayos x gira sobre un soporte 30 giratorio para colocar un sensor 21 de TC para obtener la exposición. El sensor 21 de TC se coloca detrás del sujeto, en relación con la fuente 10 de rayos x. El operador gira el sensor 21 de TC en esta posición como parte de la configuración de formación de imágenes. Con la rotación del soporte 30, el sensor 21 y la fuente 10 giran alrededor de la cabeza del paciente, típicamente durante una parte de una revolución completa.

Otras soluciones de sistemas de formación de imágenes proporcionan tipos o modos adicionales de formación de imágenes además de formación de imágenes de TC y, por lo tanto, permiten cambiar entre varios modos de formación de imágenes. La FIGURA 2 muestra una realización de un aparato de formación de imágenes que proporciona imágenes panorámicas, TC y cefalométricas combinadas. Un aparato 50 de formación de imágenes tiene una fuente de radiación y componentes sensores similares al sistema anterior de la FIGURA 1, provistos en el soporte 30 giratorio. Además, un sistema 31 de formación de imágenes cefalométricas está montado en un brazo 32 separado.

Con referencia a la vista en perspectiva de la FIGURA 3, un aparato 100 de formación de imágenes combinado para tomografía computarizada panorámica e imagen cefalométrica tiene una base 195, un poste 190 de soporte y un miembro 170 de elevación montado en el poste 190 de soporte. El miembro 170 de elevación se ajusta en un rango de posiciones verticales para adaptarse a la altura del paciente. Un miembro 150 de soporte del brazo giratorio se extiende desde una porción superior del miembro 170 de elevación. Un brazo 140 giratorio está soportado por el miembro 150 de soporte del brazo giratorio y proporciona, en un extremo, una fuente 110 de rayos x que es energizable para proporcionar radiación de exposición a lo largo de una trayectoria de exposición y, en el otro extremo, un aparato 120 detector de rayos x. La fuente 110 de rayos x está en una posición fija con respecto al brazo 140 giratorio en una realización. En una realización alternativa, la fuente 110 de rayos x puede montarse por separado y moverse hacia o lejos del aparato 120 detector de rayos x, en la dirección x como se indica en la

FIGURA 3. No se muestra en la FIGURA 3, pero para un aparato de formación de imágenes de este tipo, se requiere el aparato de soporte necesario para proporcionar energía, conexión de datos y otras funciones.

Se pueden usar alternativamente ventanas para obtener contenido de imagen que se puede usar para reconstruir la imagen de volumen. De acuerdo con una realización de la presente divulgación, una ranura móvil se traslada a lo largo de la superficie del sensor de formación de imágenes para proporcionar un escaneo del contenido de la imagen. Esta ranura puede ser provista por el colimador, por ejemplo, o por algún dispositivo alternativo o puede ser simulada digitalmente. Alternativamente, el movimiento del sensor de formación de imágenes en sí se usa para determinar el área de la imagen. En ciertas realizaciones ejemplares, se pueden proporcionar ventanas mediante el control de al menos una porción seleccionada (por ejemplo, cuadrado, ranura, área prescrita, subconjunto prescrito) del sensor (por ejemplo, píxeles) que están configuradas para ser leídas para generar una imagen (por ejemplo, con base en la radiación recibida). La parte seleccionada (por ejemplo, la ventana) puede corresponder a una capacidad de un sistema de formación de imágenes o un tipo de examen y puede implementarse mediante hardware, software o una combinación de los mismos.

Otros tipos de adquisición y procesamiento de imágenes se pueden realizar alternativamente usando el mismo sistema básico, incluida la adquisición de imágenes en 2-D, formación de imágenes de TC parciales, formación de imágenes transversales (en las que la capa de interés es ortogonal a la capa panorámica), SPECT (Tomografía Computarizada de Emisión de Fotón Único), escaneo, formación de imágenes por tomografía lineal y otros.

Operación del detector de recuento de fotones y adquisición de datos

Para cada una de las realizaciones mostradas en las FIGURAS 1-3, se utiliza un panel sensor como detector digital para recibir la exposición y generar los datos de la imagen. Para la presente invención, uno o más de los paneles de sensores que se utilizan para adquirir datos es un detector para formación de imágenes con recuento de fotones.

Las FIGURAS 4A a 4D ilustran esquemáticamente diferentes enfoques de imágenes radiológicas que pueden emplearse para sistemas de TC. La FIGURA 4A muestra elementos de un sensor de formación de imágenes de rayos x que usa 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 incluyen un elemento de conversión de rayos x 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 se conoce como centelleador. Un elemento de detección de energía, montado en una estructura de soporte, 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 detectan una señal correspondiente a cada píxel de imagen detectado.

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 4A. La modificación de la FIGURA 4B aborda este problema agregando una matriz de fibra óptica entre el centelleador o el elemento de conversión de rayos X y los elementos de detección de energía. La FIGURA 4C 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; sin embargo, esta solución puede provocar cierta pérdida de nitidez en la imagen obtenida.

La FIGURA 4D muestra el uso de un centelleador estructurado que sirve como elemento de conversión de rayos x. El centelleador estructurado puede usar un material como el yoduro de cesio (CsI), aunque este material es estructuralmente frágil y tiene algunas limitaciones con respecto a la calidad de la imagen. Este tipo de centelleador modificado se puede usar además de la matriz de fibra óptica como se muestra en la FIGURA 4D para alguna mejora en el rendimiento.

El modelo convencional mostrado en la FIGURA 4A y mejoras esbozadas con respecto a las FIGURAS 4B, 4C y 4D proporcionan un nivel razonable de rendimiento de imagen para aplicaciones de imágenes de TC. Sin embargo, incluso con el coste y la complejidad adicionales 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 imagen directo se muestra en la FIGURA 5. Un sensor de formación de imágenes que usa detección directa tiene un elemento de detección directa, tal como un semiconductor u otro material sensible que convierte los fotones de rayos x incidentes en un flujo de electrones. 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. Ventajosamente, con el sensor de formación de imágenes 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 70 de formación de imágenes de detección directa. Los valores umbral necesarios están dentro o por debajo del rango necesario con los dispositivos indirectos más convencionales descritos con referencia a las FIGURAS 4A-4D. Los semiconductores de detección directa utilizados para el elemento 72 de detección 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. 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.
- 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 6 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 pulso. Un valor separado el valor de recuento de pulsos 90 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.
- 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 7, 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 comparadores que sigue el modelo que se muestra en la FIGURA 7, 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 70 de formación de imágenes 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, las realizaciones de la presente divulgación también proporcionan la opción de usar umbrales superiores o máximos para la energía de los fotones. Esta capacidad se puede utilizar para una serie de funciones, incluida la reducción de los efectos de la radiación en los componentes semiconductores y la reducción de la generación de señales de ruido excesivas.
- La capacidad de contar fotones en diferentes umbrales de energía, como se describe con referencia a la FIGURA 7, 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 multiespectrales 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 8A, 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 A11. 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 8B muestra coeficientes relativos de atenuación para diferentes densidades óseas. Como la FIGURA 8B sugiere que diferentes características de absorción lineal permiten la diferenciación entre varios tipos de tejido, como entre los tipos de hueso.
- 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 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 escaneo, dimensiones y hardware de soporte que se necesitan para proporcionar las ventajas del recuento de fotones en las realizaciones de la presente divulgación.

5 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 escaneo 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 escanear dentro del mismo plano, sino proporcionar una exploración helicoidal tridimensional.

10 De acuerdo con una realización de la presente divulgación, se proporciona un sensor de recuento de fotones como una modificación a un aparato de formación de imágenes panorámicas existente con el fin de proporcionar capacidad adicional, tal como para formación de imágenes de TC, por ejemplo. El operador puede realizar la modificación según sea necesario cambiando manualmente el tipo de detector en el momento de la adquisición de la imagen.

15 De acuerdo con una realización de la presente divulgación, el sensor de formación de imágenes de rayos x tiene un área activa con una dimensión larga que excede su dimensión corta en más de 1.5.

20 El detector de recuento de fotones puede ser lineal o rectangular, así como de alguna otra forma, como una forma irregular, por ejemplo. Las porciones del detector se pueden habilitar o deshabilitar selectivamente de acuerdo con el tipo de formación de imágenes que se necesita. Por lo tanto, por ejemplo, un sensor de formación de imágenes puede tener forma rectangular, pero usar solo una línea, ranura, polígono, conjunto curvo o subconjunto designado de píxeles a la vez para un tipo particular de detección. Son posibles otras variaciones de forma, con varias porciones de un detector de forma irregular habilitado o deshabilitado selectivamente de acuerdo con el perfil de la anatomía de la cual se están generando las imágenes.

25 Durante la exposición del paciente, la fuente de rayos x puede ser pulsada o continua y puede cambiar sus niveles de exposición de una exposición a la siguiente. Se puede utilizar un patrón de exploración helicoidal u horizontal. El movimiento del colimador se puede proporcionar durante la secuencia de formación de imágenes para dirigir la radiación hacia el área de interés.

Configuración, alineación y posicionamiento

30 Como se describe con referencia a las FIGURAS 1-3, el paciente u otro sujeto de quien se van a generar imágenes se coloca entre la fuente 110 de rayos x y el aparato 120 detector de rayos x, como se muestra con más detalle posteriormente. Como es familiar para los expertos en las técnicas de diagnóstico por imagen, varios dispositivos de soporte al paciente, no mostrados específicamente en la FIGURA 3, pero que se describe con más detalle posteriormente, también se puede proporcionar para ayudar a estabilizar y colocar la cabeza del paciente, incluido un miembro de soporte de mentón, por ejemplo.

35 La FIGURA 9A es una vista esquemática de distancias de fuente a detector a lo largo de una ruta de exposición desde la fuente 110 de rayos x, en una posición etiquetada como O, que se aplica a cada tipo de formación de imágenes que puede realizarse mediante un aparato de realizaciones de la presente divulgación. Se muestran tres componentes del detector dentro del brazo 140 giratorio: un detector 122 de TC a una distancia O_b a lo largo de la ruta de exposición desde la fuente 110 de rayos x, un detector 124 panorámico a una distancia O_c y un detector 126 cefalométrico opcional a una distancia O_d . Las distancias O_b , O_c y O_d pueden variar para cada tipo diferente de imagen que se realiza, en función de factores como el tamaño del detector, la relación de aumento necesaria, la posición relativa del sujeto, la colimación y otros factores relacionados con la imagen de rayos x. La posición relativa de un sujeto, que se muestra como paciente P, en la ruta de exposición con respecto a la fuente 110 de rayos x y a los diversos detectores 122, 124 y 126 se representa con un contorno punteado. La trayectoria de exposición se extiende horizontalmente, en la dirección x como se muestra en la FIGURA 9, a lo largo del brazo 140 giratorio. La colimación en la fuente 110 de rayos x se usa para restringir sustancialmente la radiación de exposición a este camino lineal. Se puede proporcionar un aparato 112 de traslación de fuente opcional para mover la fuente 110 de rayos x en la dirección apropiada a lo largo u ortogonal al eje horizontal de x como se muestra. La FIGURA 9B muestra una realización que es capaz de mover la posición de la fuente 110 o del detector 122 usando un aparato 113 de traslación del detector. A continuación se muestran diversas disposiciones de componentes que se usan para colocar el detector 122, 124 o 126 deseado en su lugar para cada uno tipo de formación de imágenes que se realiza. Como se señaló anteriormente, uno o más de los detectores 122, 124 y 126 es un detector de recuento de fotones de acuerdo con la presente invención.

55 Con referencia a las FIGURAS 10A-10D, se muestra una disposición para posicionar, soportar y mover los diversos detectores 122, 124 y 126 de TC, panorámicos y cefalométricos de la FIGURA 9 de acuerdo con una realización. La FIGURA 10A es una vista lateral que muestra un aparato 130 de posicionamiento de detector de tres posiciones con una platina 148 móvil que se usa para montar TC y detectores 122 y 124 panorámicos adyacentes, ya sea de atrás hacia atrás como se muestra en las FIGURAS 10A-10D, o lado a lado como se muestra en las FIGURAS 11A-11D.

En el contexto de la presente divulgación, se considera que una platina es un único elemento de soporte sobresaliente que se extiende en una dirección que es ortogonal a la longitud del brazo 140 giratorio. Como referencia, la posición relativa del brazo 140 giratorio se muestra en línea discontinua forma en las FIGURAS 10A y 11A. La platina misma podría tener la forma de una placa u otra estructura que proporcione una superficie de montaje o dos superficies de montaje que estén sustancialmente en paralelo. La platina se puede mover como un elemento único para proporcionar una rotación rotacional u otra traslación curvilínea de sus detectores correspondientes y podría tener un espesor variable.

Los detectores 122 y 124 de TC y panorámicos se montan uno al lado del otro en una platina 148 móvil en la realización de la FIGURA 10A. La platina 148 móvil, accionada por un accionamiento 132, gira alrededor de un eje A1 de rotación vertical a una posición adecuada para cada uno de los dos o tres tipos de formación de imágenes. El eje A1 es sustancialmente ortogonal a la longitud del brazo 140 giratorio, como se muestra en la FIGURA 10 Una realización. Las FIGURAS 10B, 10C y 10D son vistas superiores, tomadas a lo largo del eje A1 de rotación para mostrar la posición del detector para cada uno de los tres tipos de detectores. La FIGURA 10B muestra una vista superior con una platina 148 móvil del aparato de posicionamiento del detector 130 trasladado a una primera posición para la formación de imágenes por TC. En esta configuración, el detector 122 de TC está colocado correctamente en la trayectoria directa de, sin obstrucciones con respecto a, y en línea con, la fuente 110 de rayos x a la distancia O_b . La FIGURA 10C muestra una vista superior con una platina 148 móvil del aparato de posicionamiento del detector 130 girado a una segunda posición para obtener imágenes panorámicas. En esta próxima configuración, el detector 124 panorámico se coloca a la distancia O_c a lo largo de la ruta de exposición y está en la ruta directa de, sin obstáculos con respecto a, y en línea con la fuente 110 de rayos x. La FIGURA 10D muestra una vista superior con una platina 148 móvil del aparato de posicionamiento del detector 130 movido a una tercera posición para la obtención de imágenes cefalométricas, trasladado a los detectores 122 y 124 de desplazamiento para que estén fuera de la ruta de exposición entre la fuente 110 de rayos x y el detector 126 cefalométrico. En esta tercera posición, el detector 126 cefalométrico no está obstruido con respecto a, en el camino directo de, y en línea con la fuente 110 de rayos x. En la realización de la FIGURA 10A-10D, la traslación rotacional de la platina móvil entre las posiciones primera y segunda es con respecto a un eje vertical o, más generalmente, a un eje que es ortogonal a la longitud del brazo 140 giratorio. Otras disposiciones de sensores que permiten un cambio rápido entre los sensores incluyen configuraciones -consecutivas que giran un eje u otro dispositivo que corre entre dos sensores consecutivos.

En otra realización, un aparato de formación de imágenes radiográfica para obtener una imagen basada en la radiación recibida (por ejemplo, de un paciente) puede proporcionar la capacidad de obtener la imagen usando dos modalidades de formación de imágenes diferentes tales como imagen panorámica e imagen cefalométrica, por ejemplo del tipo de exploración de ranura, al compartir un solo detector de recuento de fotones. Por ejemplo, el detector de recuento de fotones individuales puede moverse recíprocamente entre una primera posición para recibir radiación generada por un evento de imagen panorámica y una segunda posición para recibir radiación generada por un evento de imagen cefalométrica. Tal movimiento recíproco puede ser implementado por un operador (por ejemplo, moviendo físicamente el sensor de recuento de fotones entre la primera y la segunda posición), el operador usando un aparato mecánico o un aparato electromecánico, automáticamente (por ejemplo, según la modalidad de imagen seleccionada) o similar. En una realización, se pueden usar diferentes porciones del sensor de recuento de fotones individuales (por ejemplo, un conjunto de píxeles) para diferentes modalidades de formación de imágenes (por ejemplo, una ranura que tiene una relación longitud /ancho > 2 o un número prescrito, o aproximadamente un cuadrado que tiene una longitud/relación de ancho $< 1,4$ o un número prescrito.

Con referencia a las FIGURAS 11A-11D, se muestra una realización alternativa para posicionar, soportar y mover los diversos detectores 122, 124 y 126 de TC, panorámicos y cefalométricos. En esta realización, los detectores 122 y 124 se montan adyacentes, como de lado a lado o de arriba a abajo, en el mismo lado de la platina 148 móvil. La platina 148 móvil traduce la posición del detector con relación al plano de la platina, que se muestra como referencia en Q en la FIGURA 11A. La FIGURA 11A es una vista lateral que muestra un aparato 134 de posicionamiento del detector de tres posiciones que tiene un accionamiento 136 de traslación x-y para el posicionamiento del detector. El aparato de posicionamiento del detector 134 proporciona una ruta de traslación curvilínea para los detectores en un plano ortogonal a un eje A2 que es sustancialmente paralelo a la longitud del brazo 140 giratorio. Las FIGURAS 11B, 11C y 11D son vistas superiores que muestran la posición del detector para cada uno de los tres tipos de detectores. La FIGURA 11B muestra una vista superior con una platina 148 móvil del aparato de posicionamiento del detector 134 trasladado a una primera posición para la formación de imágenes por TC. En esta configuración, el detector 122 de TC se coloca correctamente a la distancia O_b a lo largo de la ruta de exposición, sin obstrucciones con respecto a, y en la ruta directa de la fuente 110 de rayos x. La FIGURA 11C muestra una vista superior con una platina 148 móvil del aparato de posicionamiento del detector 134 trasladado a una segunda posición para la obtención de imágenes panorámicas. En esta configuración, el detector 124 panorámico se coloca a la distancia O_c a lo largo de la ruta de exposición, sin obstáculos con respecto a, y en la ruta directa de la fuente 110 de rayos x. Las distancias O_b y O_c pueden ser las mismas en esta realización. La FIGURA 11D muestra una vista superior con la platina 148 móvil del aparato de posicionamiento del detector 134 movido a una tercera posición para la obtención de imágenes cefalométricas, con la platina 148 móvil trasladada para eliminar los detectores 122 y 124 del camino entre la fuente 110 de rayos x y el detector 126 cefalométrico para que el detector 126 cefalométrico no está obstruido con respecto a, y en el camino directo de la fuente 110 de rayos x. En la realización de la FIGURA 11A-

11D, la traslación curvilínea de la platina móvil entre la primera y la segunda posición está en un plano que es ortogonal con respecto a la longitud del brazo 140 giratorio. La traslación curvilínea dentro del plano puede ser proporcionada por un actuador rotativo o por uno o más actuadores lineales, por ejemplo.

5 Con referencia a las FIGURAS 12A-12D, se muestra otra realización alternativa para posicionar, soportar y mover los diversos detectores 122, 124 y 126 de TC, panorámicos y cefalométricos. Aquí, cada uno de los detectores 122 y 124 están en platinas 148 móviles separadas. La FIGURA 12A es una vista lateral que muestra un aparato 138 de posicionamiento del detector de dos-posiciones que tiene un aparato 144 elevador para el posicionamiento del detector. Aquí, el aparato 144 elevador es accionable para traducir uno o más de los detectores dentro o fuera de la ruta de exposición en una dirección que es ortogonal al brazo giratorio. Las FIGURAS 12B, 12C y 12D son vistas laterales que muestran la posición del detector para cada uno de los tres tipos de detectores. La FIGURA 12B muestra una vista lateral con el aparato 138 de posicionamiento de detectores que soporta detectores en una primera posición para formación de imágenes de TC. Aquí, el detector 122 de TC se coloca correctamente sin obstrucciones con respecto a, y en el camino directo de la fuente 110 de rayos x a lo largo del camino de exposición a la distancia Ob. La FIGURA 12C muestra una vista lateral con el conjunto 144 de elevador del aparato 138 de posicionamiento del detector accionado para levantar el detector 122 de TC fuera de la ruta de radiación de exposición para permitir la obtención de imágenes panorámicas. Aquí, el detector 124 panorámico se coloca a lo largo de la ruta de exposición a la distancia Oc, sin obstáculos con respecto a, y en la ruta directa de la fuente 110 de rayos x. La FIGURA 12D muestra una vista lateral con el conjunto de elevador 144 del aparato 138 de posicionamiento del detector accionado para elevar el detector 124 panorámico hacia arriba y fuera de la trayectoria de radiación de exposición para permitir la formación de imágenes cefalométricas. Ambos detectores 122 y 124 son trasladados por el elevador 144, fuera del camino de exposición a la radiación entre la fuente 110 de rayos x y el detector 126 cefalométrico, de modo que el detector 126 cefalométrico no está obstruido con respecto a, y en el camino directo de la fuente 110 de rayos x en la ruta de exposición a distancia Od.

25 Las realizaciones de la presente divulgación también usan el detector de recuento de fotones en modo de exploración de TC parcial. A diferencia de la tomografía computarizada completa, que puede exponer al paciente a cantidades considerables de radiación para obtener el contenido de la imagen de volumen, la tomografía computarizada parcial utiliza un haz de cono de tamaño reducido y escanea en un pequeño rango de ángulos para proporcionar los datos de volumen. En relación con el aparato de formación de imágenes utilizado, la imagen de TC parcial restringe la radiación generada de partes de la anatomía que están fuera del área de la imagen. De esta manera, la TC parcial es un modo de formación de imágenes más localizado, muy adecuado para obtener imágenes de un solo diente o grupo de dientes adyacentes u otras estructuras adyacentes. Con referencia a la FIGURA 12E, se muestra parte de un patrón de exploración para exploración TC parcial, con una fuente 162 que dirige un haz de radiación de cono estrecho a un detector 164 de recuento de fotones a través de una porción de un arco 160.

35 La rotación para la formación de imágenes de TC parcial es típicamente en un pequeño rango de ángulos, como el que se muestra como ángulo α en la FIGURA 12E. La rotación angular de tan solo 5 grados se puede utilizar para la adquisición parcial de imágenes de TC. Otras modificaciones a la imagen TC estándar incluyen el uso de radiación de haz de cono, típicamente modulada al proporcionar el haz a través de una trayectoria de colimador cortada o cortada, por ejemplo, en lugar de la radiación de haz de ventilador convencional. La radiación puede proporcionarse continuamente durante todo el escaneo o pulsada, detectada a intervalos angulares discretos. Las imágenes adquiridas en diferentes ángulos durante la secuencia de imagen de TC parcial generalmente cubren solo un área pequeña con esta modalidad de imagen. La rotación sobre un eje central, como se muestra en la Figura 12E, simplifica el procesamiento y la reconstrucción de la imagen.

45 De acuerdo con una realización de la presente divulgación, se usa una ranura u otro mecanismo para estrechar las dimensiones del haz cónico de manera apropiada para la exploración de TC parcial. La longitud de la ranura corresponde a la dimensión de longitud del detector 164 correspondiente; La forma general del haz de radiación dirigido está diseñada para ser compatible con la relación de aspecto del detector de recuento de fotones. El movimiento síncrono del detector 164 y la fuente 162 permite así adquirir datos de imágenes de volumen en un rango reducido de ángulos usando este modo de formación de imágenes.

50 Para formación de imágenes de TC parcial, se produce una serie de imágenes de proyección de rayos x. Las imágenes que se han generado utilizando el haz de proyección cónico se almacenan y procesan para obtener datos de imagen de volumen. El procesamiento de proyección y los procedimientos utilizados para la reconstrucción de imágenes de volumen en 3D son bien conocidos por los expertos en las técnicas de formación de imágenes ópticas.

55 Cada una de las realizaciones mostradas en las FIGURAS 10A-12D permite una medida de automatización para configurar el detector adecuado en cada posición y para determinar cuándo el detector está posicionado adecuadamente para que la imagen pueda continuar. Por ejemplo, los comandos de operador ingresados en una consola de operador (no mostrados) se pueden usar para configurar un segundo tipo de formación de imágenes después de obtener una primera imagen. Opcionalmente, los controles del operador en el brazo 140 giratorio pueden permitir que la configuración de formación de imágenes se cambie de un tipo de formación de imágenes a otro. También se puede utilizar el posicionamiento manual, o alguna combinación de actuación manual y automatizada para lograr cada configuración. Se pueden subir o bajar diferentes tipos de sensores de imágenes en la trayectoria de la radiación incidente para diversos tipos de formación de imágenes, por ejemplo. Se puede usar un

carro móvil u otro dispositivo para cambiar los detectores apropiados en su lugar según sea necesario y para mover los detectores no deseados fuera del camino de la radiación. Cuando se mueve fuera de la ruta de la imagen, los sensores de imagen pueden estar protegidos de la exposición a la radiación o la suciedad.

5 De acuerdo con una realización de la presente divulgación, se usa el mismo sensor para múltiples tipos de formación de imágenes. La respuesta del sensor se trata de manera diferente para cada tipo de formación de imágenes. Esto puede incluir ventanas y otras características que controlan cómo se adquieren los datos de exposición para cada tipo de formación de imágenes. Es decir, los rangos de píxeles que se leen para cada tipo de formación de imágenes pueden ser diferentes.

10 La colimación se puede utilizar para controlar el escaneo de la exposición en el detector. Una ranura, por ejemplo, puede formarse y usarse para dirigir la radiación solo a lo largo de la ranura, ya que la ranura se escanea con respecto a la superficie del sensor. Todavía se pueden usar otros tipos de ventanas, incluidos los que usan el colimador o los algoritmos de ventanas digitales que seleccionan el tamaño del área del sensor de formación de imágenes desde el cual se van a adquirir los datos. Las proporciones de ampliación de imagen se pueden ajustar según el tipo de datos de imagen que se está obteniendo.

15 La geometría del detector desplazado puede ser ventajosa en algunas aplicaciones, como la Tomografía Computarizada. El sensor de forma rectangular o más o menos cuadrada está orientado de tal manera que el eje longitudinal que se extiende desde el generador hasta el sensor y que pasa a través del eje de rotación es perpendicular a la superficie activa del sensor, el centro del sensor está desplazado transversalmente en relación con La proyección del eje sobre la superficie activa del sensor. Con los sensores de recuento de fotones, por ejemplo, un desplazamiento del sensor o excentricidad puede ayudar a proporcionar información de profundidad adicional para el sujeto escaneado. Por ejemplo, gracias a dicha disposición de desplazamiento, al mover la fuente del conjunto y el sensor de recuento de fotones alrededor del objeto en un giro completo, se captura una mayor extensión lateral del objeto. De acuerdo con una realización de la presente divulgación, el eje central del haz de radiación no se cruza con el eje de rotación.

25 Todavía otros tipos de ajuste que son posibles según las realizaciones de la presente divulgación incluyen el ajuste de un colimador 104, colocado delante de la fuente 110 de rayos x como se muestra en la FIGURA 9. El campo de visión (FOV) del aparato de formación de imágenes se puede ajustar cambiando las posiciones relativas de la fuente de rayos x y el sensor, así como haciendo los cambios apropiados en el voltaje y la corriente del tubo, así como mediante el ajuste del colimador 104.

30 El tamaño del FOV se puede cambiar de varias maneras. De acuerdo con una realización de la presente divulgación, una interfaz de operador en un monitor de control permite la selección de un tamaño de FOV. Esta selección cambia las condiciones apropiadas de rayos x (como el voltaje del tubo y la corriente del tubo, por ejemplo) de acuerdo con el tamaño FOV especificado. Un motor acoplado con el colimador también se puede ajustar para cambiar la cantidad de luz que obtiene el sensor de formación de imágenes o la cámara. A medida que el tamaño del FOV se reduce con las mismas condiciones de rayos x, la cantidad de luz que sale al sensor de formación de imágenes disminuye; el ajuste adecuado del colimador puede ayudar a remediar este problema.

35 Como un ejemplo, el FOV se puede cambiar entre imágenes de toda la mandíbula e imágenes de una cresta dental y huesos cercanos de un diente. Aquí, el tamaño del FOV de los rayos x se establece inicialmente para toda la mandíbula, se adquiere una imagen tomográfica de toda la mandíbula. Luego, después del ajuste del FOV, se obtiene y se muestra un tomograma de un diente. De esta manera, cuando se toman imágenes secuenciales de la mandíbula completa y un diente, la resolución no se deteriora, de modo que se puede obtener una imagen utilizable para la evaluación y el diagnóstico. De acuerdo con una realización alternativa de la presente divulgación, el FOV se ajusta automáticamente después de la selección del operador de un modo de formación de imágenes.

Posicionamiento del eje de rotación en relación con el paciente y el aparato de formación de imágenes

45 Se pueden usar varios aparatos y procedimientos diferentes para posicionar al paciente en relación con el eje de rotación del aparato de rayos x. Se puede usar una silla u otro dispositivo para sostener al paciente en posición, de modo que el eje de rotación se pueda ajustar en consecuencia. Se pueden usar varios tipos de audífonos, correas y soportes para la cabeza, reposacabezas, bloques de brocas y otros dispositivos para colocar la cabeza del paciente y restringir el movimiento del paciente. Los diversos dispositivos que se utilizan pueden emplearse en cualquiera de una serie de combinaciones para restringir el movimiento del cabezal y proporcionar una referencia para el posicionamiento del eje.

50 De acuerdo con una realización de la presente divulgación, se usan uno o más haces de luz para indicar las posiciones de la anatomía del paciente. Los haces de luz pueden ser detectados por uno o más sensores electrónicos. De acuerdo con una realización alternativa de la presente invención, los haces de luz para la alineación horizontal y vertical se dirigen hacia la cara y la cabeza del paciente y se usan como marcas de referencia para guiar la colocación de la cabeza. En la vista esquemática de la FIGURA 9, se usa una fuente 114 de luz para proporcionar esta función, proporcionando marcas de registro que permiten que el paciente se posicione apropiadamente para el tipo de formación de imágenes que se está realizando. Esto puede incluir, por ejemplo, el posicionamiento de

referencia del plano de Frankfort u otra guía anatómica. El uso de haces de guía de esta manera puede proporcionar la información necesaria para el centrado automático o el ajuste del eje de rotación en relación con el paciente sujeto. Por ejemplo, un haz vertical puede corresponder a un centro (por ejemplo, posición, arco o límite prescritos) de una región seleccionada para formación de imágenes. Se puede usar una pantalla de soporte junto con un sistema de posicionamiento del eje, lo que permite al profesional verificar que el eje de rotación sea adecuado para la anatomía de la cual se están generando imágenes.

La profundidad de la región alrededor de una curva de exploración seleccionada que está enfocada de manera efectiva se conoce como el "grosor de la capa focal" o "valle focal". Para formación de imágenes dentales, donde la vista panorámica puede ser una vista en perspectiva del arco dental con detalles en las direcciones vertical y circunferencial, o una porción de la misma (por ejemplo, como se ve desde adentro o desde afuera), una vista, pero un canal focal considerable. La profundidad en la dirección radial, perpendicular al plano de la imagen, es frecuentemente deseable. Los datos de las características del objeto fuera del canal focal efectivo se "esparcen" sobre diferentes píxeles de la imagen hasta el punto de que contribuyen poco a la imagen final. Cuanto más ancha sea la tira de sensores que se usa para sumar los puntos de imagen, más rápidamente los datos dejarán de estar relacionados y se difuminarán a medida que aumente la distancia desde el punto de imagen seleccionado en el centro del canal focal y, por lo tanto, menor será la profundidad de enfoque de la imagen final.

La detección del canal focal para formación de imágenes panorámicas utilizando el detector de recuento de fotones se puede realizar de varias maneras. De acuerdo con las realizaciones de la presente divulgación, se obtienen mediciones de los arcos dentales para determinar un eje para la revolución de la fuente de rayos x y el sensor. Alternativamente, los haces de luz se utilizan para proporcionar la mejor estimación para este eje, con base en una estimación del canal focal. El eje de rotación también se puede ajustar durante una secuencia de formación de imágenes panorámicas, de modo que el movimiento del eje de rotación se correlaciona con el patrón en forma de herradura del canal focal. En el ejemplo esquemático de la FIGURA 9, por ejemplo, el aparato 112 de traslación de fuente se activa durante la exploración, moviendo la fuente 110 de rayos x durante la rotación del brazo 140 giratorio, cambiando efectivamente el eje de rotación de manera continua o discreta a medida que se adquieren las imágenes. Se puede utilizar alternativamente el modelado predeterminado de la posición y las dimensiones del canal focal.

La profundidad de enfoque para una región de interés se puede calcular de varias maneras. De acuerdo con una realización de la presente divulgación, la profundidad de enfoque que es diferente en una región de interés se puede distinguir de una profundidad de enfoque correspondiente a una imagen panorámica predeterminada, en la que la profundidad de enfoque para la región de interés se determina automáticamente, en la que la profundidad de enfoque el dispositivo de procesamiento determina automáticamente la región de interés: calculando múltiples capas usando una reconstrucción laminográfica de las capas plurales; calcular una medida de nitidez para cada una de las múltiples capas calculadas; y en función de la medida de nitidez calculada, elegir la capa más nítida entre las múltiples capas calculadas para la región de interés para proporcionar y mostrar una capa corregida para la región de interés definida para la imagen panorámica como una región anatómica predeterminada definida por una ruta geométrica predefinida de la fuente única y detector, tipo de paciente y un perfil de velocidad predeterminado.

La profundidad de enfoque para formación de imágenes panorámicas y otros tipos de formación de imágenes también se puede variar de varias maneras cuando se usa un detector de recuento de fotones. De acuerdo con una realización de la presente divulgación, se define una región de interés (ROI) identificada por el usuario a lo largo de un canal focal particular. Se utiliza un patrón focal variable en la exploración de imágenes para obtener datos de imágenes en diferentes regiones focales, indicativas de la profundidad del tejido. Para obtener imágenes de un ROI particular, los datos de imagen correspondientes pueden obtenerse a partir del patrón focal variado utilizado para adquirir el contenido de la imagen. La profundidad de enfoque para un ROI para una imagen panorámica o de volumen se puede determinar automáticamente y puede ser diferente de la profundidad de enfoque utilizada para otras imágenes en el conjunto de imágenes obtenidas del mismo paciente durante el mismo examen.

El diagrama esquemático de la FIGURA 13 muestra un aparato 200 de formación de imágenes para formación de imágenes radiográficas, como imágenes panorámicas, en el que se obtiene una sucesión de dos o más imágenes bidimensionales y las imágenes de contenido adyacente se disponen para formar una imagen más grande, o para formación de imágenes tridimensionales, tales como tomografía, tomografía computarizada de volumen de imágenes, o tomografía computarizada de haz cónico (TCHC) en aplicaciones dentales, ONG, y aplicaciones relacionadas de imágenes de la cabeza. Se proporciona un soporte 230 giratorio en una columna 218, preferiblemente ajustable en altura para adaptarse al tamaño del paciente 12. El soporte 230 mantiene la fuente 110 de rayos x y un sensor 121 de radiación 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 230 gira alrededor de un eje A2 que corresponde a una porción central de la cabeza del paciente, de modo que sus componentes unidos orbitan alrededor de la cabeza. El sensor 121, un sensor de recuento de fotones está acoplado al soporte 230, fuente 110 de rayos x opuesta que emite un patrón de radiación adecuado para formación de imágenes en 2-D, para formación de imágenes de tomosíntesis o para formación de imágenes de volumen de TC o CBCT. Se pueden proporcionar múltiples sensores 121 alternativamente, como se describió anteriormente, con el sensor adecuado colocado en su lugar para cada tipo particular de formación de imágenes. Un soporte 236 para la

cabeza, como un apoyo para el mentón o un elemento de mordida, proporciona estabilización de la cabeza del paciente durante la adquisición de la imagen.

Un ordenador 106 tiene una interfaz 204 de operador y una pantalla 108 para aceptar comandos de operador y para mostrar imágenes de volumen obtenidas por el aparato 200 de formación de imágenes. 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 el control de un actuador 212 giratorio para el montaje 230 de componentes. El ordenador 106 también detecta uno o más sensores 234 de altura para obtener un ajuste de altura inicial y rastrear el desplazamiento vertical relativo del sensor 121 con respecto a la cabeza del paciente durante la exploración helicoidal. El ordenador 106 también está en comunicación de señal con una memoria 232 para almacenar datos de imagen. Se proporciona un aparato 240 de alineación opcional para ayudar en la alineación adecuada de la cabeza del paciente para el proceso de formación de imágenes. El aparato 240 de alineación 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 divulgación. La alineación proporcionada puede ser horizontal, vertical o puede especificar la posición y el ángulo, por ejemplo. Se pueden mostrar líneas en la cabeza o el cuerpo del paciente. Alternativamente, la luz del láser u otra fuente de luz se puede dirigir hacia un elemento fotosensor. En realizaciones alternativas, el aparato 240 de alineación incluye un haz de luz visible u otro marcador, o un aparato mecánico u otro aparato de posicionamiento. El aparato 200 de formación de imágenes también puede tener la capacidad de obtener imágenes panorámicas o cefalométricas usando la fuente 110 de rayos x y el sensor 121 u otro sensor de formación de imágenes.

Puede haber varios patrones de escaneo variables según el tipo de formación de imágenes que se requiera. La tomografía, por ejemplo, generalmente usa una exploración que gira sobre un arco de menos de 180 grados alrededor del paciente. La exploración TCHC puede requerir un patrón de exploración helicoidal con una o más revoluciones sobre la cabeza del paciente. Se proporciona un mecanismo 242 de ajuste opcional para ajustar la distancia de fuente a imagen (SID) entre la fuente 110 de rayos x y el sensor 121 para adaptarse al patrón de exploración para diferentes pacientes o diferentes tipos de formación de imágenes.

Un patrón de exploración alternativo para formación de imágenes extraorales cambia la posición del eje de rotación durante la exploración. Este patrón, que cambia progresivamente el canal focal durante el escaneo ajustando el eje de rotación, permite obtener imágenes mejoradas de diferentes partes del arco dental. De acuerdo con una realización de la presente divulgación, la ubicación del eje se cambia con respecto a dos dimensiones, es decir, con respecto a los ejes x y y en el plano x-y que es normal al eje de rotación. Los cambios en la posición pueden ser a lo largo de una línea en el plano x-y, a lo largo de una trayectoria curvilínea, por ejemplo.

Se pueden obtener múltiples imágenes de una sola exposición, utilizando diversas técnicas, con y sin las capacidades de umbral del detector para formación de imágenes de recuento de fotones.

Un inconveniente de los detectores de imágenes típicos de recuento de fotones es su tamaño relativamente pequeño. A diferencia de un panel de imagen 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 escaneo 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 imagen TCHC convencional. Se puede usar un escaneo helicoidal para adquirir los datos de imagen necesarios para formación de imágenes de volumen. En funcionamiento, el soporte 230 gira alrededor de la cabeza del paciente 12 varias veces, escaneando así el sensor 121 sobre el paciente 12 en una órbita helicoidal, como se muestra en la FIGURA 14. En la FIGURA 14, se muestra una posición de imagen adyacente en contorno punteado, con la distancia angular exagerada para mayor claridad. De acuerdo con una realización de la presente divulgación, 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 ϕ , y el cambio angular θ entre sucesivas adquisiciones de imágenes, es ajustable.

El escaneo helicoidal necesario para la formación de imágenes TCHC usando un sensor 121 de recuento de fotones puede proporcionarse siguiendo cualquiera de varios modelos de aparatos de escaneo. Las FIGURAS 15A y 15B muestran un primer enfoque para este problema, en el que el soporte 230 que contiene el sensor 121 y la fuente 110 está acoplado a un brazo 228 de desplazamiento móvil que se traslada verticalmente durante la exploración, desplazado por un actuador 212 durante la rotación del soporte 230. 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.

Las FIGURAS 16A y 16B muestran un segundo enfoque para este problema, en el que el soporte 230 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 17A y 17B muestran un tercer enfoque para este problema, en el que el soporte 230 tiene la misma altura, mientras que una plataforma 238 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.

Como se muestra en las FIGURAS 15A-17B, 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 el escaneo helicoidal. El sensor 134 proporciona información de retroalimentación sobre la altura con las configuraciones de escaneo FIGURA 15A/B, FIGURA 16A/B y FIGURA 17A/B.

El escaneo puede avanzar la posición del sensor de formación de imágenes en menos de un píxel entre cuadros de imagen consecutivos.

El diagrama de flujo lógico de la FIGURA 18 muestra una secuencia operativa para el escaneo CBCT de la cabeza usando un detector de recuento de fotones de acuerdo con una realización de la presente divulgación, para el aparato de formación de imágenes mostrado en las FIGURAS 14, 15A, 15B, 16A, 16B, 17A y 17B. En un paso S210 de instrucción 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 S220 de configuración de umbral, se carga un conjunto apropiado de valores de umbral y otros parámetros operativos al circuito del sensor 121. Un paso S230 de configuración de operador permite al operador ajustar los componentes del soporte 230 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 236 para la cabeza y el aparato 240 de alineación para ajustar la posición del paciente. Un paso S240 de entrada de instrucciones acepta las instrucciones del operador para comenzar la secuencia de escaneo y ejecutar un paso S250 de escaneo 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. Luego, un paso S260 de formación de imágenes forma la imagen de volumen tridimensional a partir de las imágenes bidimensionales 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 232 (FIGURA 13) u otro circuito de memoria que sea accesible para el ordenador 106.

De acuerdo con una realización de la presente divulgación, 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 tipo de tejido A. La Tabla 2 enumera parámetros ejemplares alternativos para generar una imagen para el tipo de tejido B. Como se describió anteriormente con respecto a la FIGURA 14, la inclinación del patrón de exploración helicoidal se puede especificar en términos de traslación vertical o ángulo P1 de inclinación helicoidal. El ángulo P1 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.

Se puede apreciar que alguna modificación de los procedimientos enumerados y descritos con referencia a la FIGURA 14 se usan de manera similar para otros tipos de formación de imágenes usando el aparato 100 de formación de imágenes, 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 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

Como se señaló anteriormente, los diferentes tipos de materiales tienen diferentes "firmas" de energía fotónica, lo que permite que el escaneo 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 divulgación, 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 18, 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 divulgación 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 divulgación puede usarse, por ejemplo, para obtener una serie de boca completa (FMS) en la práctica dental. Debe observarse que el sensor 121 (FIGURAS 13, 14) puede combinar circuitos de fotocontado 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 4A-4D. 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 el escaneo del sensor 121 en una o dos direcciones dentro del mismo plano de imagen durante la imagen para cubrir el área de imagen completa.

Con las adaptaciones necesarias al hardware y a los patrones de escaneo que se usan, las realizaciones del aparato 200 de formación de imágenes (FIGURA 13) son capaces de una serie de tipos de formación de imágenes, que incluyen imágenes en 2-D e imágenes panorámicas, imágenes de tomosíntesis e imágenes de volumen, utilizando tomografía computarizada (TC) o tomografía computarizada de haz cónico (TCHC).

La tomosíntesis es un modo de formación de imágenes que aprovecha la capacidad de sistemas como el aparato 200 de formación de imágenes 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 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 son conocidos en las técnicas de imagen dental y se describen, por ejemplo, en la Patente de los Estados Unidos No. 5,677,940.

Un inconveniente de las técnicas de tomosíntesis que usan detectores de recuento de fotones se relaciona con la discrepancia que puede ocurrir entre la capa de enfoque y la región de interés real, como los dientes del paciente. Las discrepancias pueden ocurrir incluso cuando la capa focal (por ejemplo, curva, locus del eje de rotación) está predefinida para una región dada a lo largo del arco dental u otra estructura. Sin embargo, esta desventaja puede abordarse o remediarse permitiendo la elección de una capa de enfoque diferente, seleccionada de forma iterativa o mejor que sea diferente de la capa preestablecida (por ejemplo, para una o más porciones 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, la amplitud del desplazamiento elegido 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 proceso de adición de pixel a pixel 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 proceso 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 se encuentran la calidad de la imagen, que depende solo ligeramente del posicionamiento del paciente.

- 5 El usuario puede alterar la curva de escaneo de forma interactiva, como durante el escaneo y la adquisición de imágenes, o siguiendo una secuencia de escaneo particular (por ejemplo, en el aparato de adquisición de imágenes o por un observador), como con una imagen panorámica, por ejemplo.

Posicionamiento y estabilización del paciente

10 El aparato de soporte al paciente ayuda a proporcionar un posicionamiento de referencia fijo del paciente en relación con el sistema de formación de imágenes para obtener una imagen de volumen cuando se usa un sensor de recuento de fotones. Las vistas esquemáticas de las FIGURAS 19, 20A y 20B muestran características de un aparato 370 de soporte para la cabeza en una posición de reposo de acuerdo con una realización de acuerdo con la presente invención. El aparato 370 de soporte para la cabeza se monta sobre una estructura 310 de soporte y tiene un cuerpo principal, una base y una mentonera 302 opcional. Los miembros 304 y 306 de sujeción temporales se colocan contra la cabeza del paciente, cada uno acoplado a un aparato 372 y 374 de transporte, respectivamente. Cada miembro 304 y 306 de sujeción tiene una posición de referencia respectiva, mostrada como R1 y R2, respectivamente. Los componentes de los aparatos 372 y 374 de transporte incluyen uno o más ejes u otros elementos que se extienden hacia afuera, uno desde cada lado de un cuerpo 312 principal. Se proporcionan varillas 340 y 350 de oreja para asentarse dentro de las porciones externas de la cavidad auditiva de los pacientes. En la posición de reposo mostrada en la FIGURA 19, la distancia entre ambas varillas 340 y 450 de oreja en la posición de reposo es significativamente menor que el tamaño de la cabeza de un paciente. Un pórtico 360 giratorio, también montado en la estructura 310 de soporte, contiene la fuente 110 de rayos x y el sensor 121 para detectar rayos x y formar una imagen. La estructura 310 de soporte es representativa en la FIGURA 19 y puede tomar cualquier número de formas para un paciente de pie o sentado. No se muestran otros componentes de soporte convencionales del aparato de formación de imágenes de rayos x, como el mecanismo de rotación para la rotación del pórtico 360, por ejemplo. También se podría proporcionar una boquilla o estructura de mordida para ayudar a estabilizar aún más la cabeza del paciente o para ajustar el ángulo de la cabeza. Como se describe con más detalle posteriormente, la posición del eje A1 de rotación podría variar, dependiendo de si la posición R1 de referencia o la posición R2 de referencia es fija.

30 Un mecanismo 380 de bloqueo de extensión restringe el movimiento de cualquiera de los miembros 304 y 306 de retención temporales a la vez. Como se muestra en la FIGURA 20A, cuando el miembro 306 de retención se mueve hacia afuera del cuerpo 312 principal, el miembro 304 de retención se bloquea en su posición R1 de referencia. De manera similar, como se muestra en la FIGURA 20B, cuando el miembro 304 de retención se mueve hacia afuera del cuerpo 312 principal, el miembro 306 de retención se bloquea en su posición R2 de referencia. De esta manera, solo uno de los miembros 304 o 306 de retención puede moverse hacia afuera a la vez. En cualquier momento, el miembro 304 de retención está en la posición R1 de referencia o el miembro 306 de retención está en la posición R2 de referencia. Esto permite referencias alternativas para apoyar la cabeza del paciente H en posición con respecto a un eje A1 o A2 de rotación para la rotación del pórtico de la fuente de rayos x y el sensor durante la imagen.

40 En una realización de la presente divulgación, el eje de rotación puede establecerse en cualquiera de las dos posiciones, mostradas como A1 y A2 en las FIGURAS 20A y 20B, que permiten el reposicionamiento del pórtico de imágenes para las estructuras de imágenes del oído izquierdo o derecho al girar a lo largo de diferentes ejes, por ejemplo. El ajuste de posición para el eje A1 o A2 puede ser un ajuste mecánico realizado por un operador o puede ser realizado automáticamente por la lógica de control que opera el aparato de formación de imágenes de volumen. Un sensor 334 opcional, como se muestra en la FIGURA 20A, permite que la lógica de control para el aparato de formación de imágenes de volumen determine si el miembro 304 o 306 de retención se ha ajustado o no, de modo que se pueda habilitar la selección de eje adecuada. Los miembros 304 y 306 de sujeción soportan las correspondientes varillas 340 y 350 de oreja respectivamente. La posición vertical del soporte del mentón con respecto al cuerpo principal es ajustable y con respecto a las orejas del paciente. Cuando se coloca correctamente usando el aparato de soporte para la cabeza 370, el paciente puede sostenerse en tres puntos no planos: en el mentón y en las dos orejas, de modo que la cabeza del paciente se estabilice y no se mueva durante la formación de imágenes. Las orejas del paciente están en una posición bien definida con respecto al pórtico y sus componentes de formación de imágenes relacionados. Debe observarse que la posición de la cabeza del paciente puede ser diferente en función del miembro 304 o 306 de sujeción que se ajusta.

55 Como otra alternativa para el soporte del paciente, se puede usar una máscara, como se muestra en las vistas en perspectiva de las FIGURAS 21 y 22. La máscara 386, como se muestra en la FIGURA 21, tiene asas 352 que permiten al paciente agarrar la máscara 386 para soporte y una ventana 378 para mejorar la visibilidad del paciente. La FIGURA 22 muestra componentes para soportar la cabeza del paciente en posición sobre la máscara 386. Se proporcionan una mentonera 382 y un soporte 384 de mordida. La ventana 378 permite que el paciente respire más cómodamente y permite una mejor visibilidad para el paciente y el profesional durante la configuración. La máscara 386 puede ser total o parcialmente transparente para una visibilidad aún mejor. Ciertas realizaciones ejemplares de soportes para pacientes pueden proporcionar además guías o marcas de posicionamiento (por ejemplo, relaciones

horizontales, verticales, de alineación, espaciales) para ayudar a un operador. También se proporciona un reposacabezas 390 ajustable.

Funciones de control

5 Se proporcionan diversas funciones de control que permiten configurar parámetros y, cuando estén disponibles, seleccionar uno de los múltiples tipos de formación de imágenes. Así, por ejemplo, un operador puede seleccionar el escaneo y adquisición de imágenes para el modo de tomografía computarizada, tomográfico, 2D o panorámico. En una realización alternativa, el operador puede especificar un eje de rotación apropiado. Estas selecciones se pueden hacer en la interfaz 204 (FIGURA 13) o en alguna otra consola de control, por ejemplo. La ejecución de las instrucciones del operador hace que el aparato de formación de imágenes configure su disposición de sensores para 10 diferentes modos de formación de imágenes, así como también configure otros aspectos de la operación del sistema, como la configuración del colimador, los niveles de umbral de voltaje, la distancia focal y otros parámetros.

Procesamiento y reconstrucción de imágenes

15 Para obtener imágenes de profundidad cuando se obtienen imágenes TC, panorámicas u otras, primero se obtiene y almacena un conjunto de imágenes con múltiples imágenes 2-D. Las imágenes dentro del conjunto de imágenes obtenidas difieren entre sí de acuerdo con el ángulo de imagen relativo al paciente. Además, las imágenes dentro del conjunto adquirido para un paciente también pueden diferir en los niveles de energía de radiación utilizados, los niveles de energía umbral detectados, las posiciones y configuraciones del colimador, la región del detector sobre la que se obtienen los datos, la distancia focal y otras características.

20 Hay varias opciones disponibles para la reconstrucción de una imagen de volumen a partir de imágenes bidimensionales obtenidas individualmente cuando se utiliza un sensor de datos de imagen de recuento de fotones. Los procedimientos convencionales para la reconstrucción de imágenes de volumen incluyen el procedimiento Feldkamp-Davis-Kreiss (FDK), un procedimiento de reconstrucción analítica que utiliza retroproyección filtrada para construir una imagen en 3D a partir de cortes en 2-D individuales. Un procedimiento alternativo, particularmente útil cuando hay disponible un número limitado de proyecciones de imágenes en 2-D, es la Técnica de Reconstrucción Algebraica (TRA) que resuelve iterativamente un sistema de ecuaciones lineales cuyas incógnitas son valores de 25 datos de imagen correspondientes.

30 El canal focal de una imagen panorámica se puede definir mediante parámetros tales como la trayectoria del eje de rotación durante el escaneo. Luego, se puede reconstruir una imagen panorámica a lo largo de una capa predeterminada. Usando la técnica de cambio y adición, se puede reconstruir una pluralidad de imágenes panorámicas, sobre la base del mismo conjunto de datos de escaneo (por ejemplo, usando una pluralidad de valores del cambio). Una imagen panorámica también puede contener partes que se construyen usando varios cambios y agregar valores, y luego tener varios canales focales. Tal construcción puede proporcionar una buena nitidez de toda la imagen o partes de la misma, independientemente de la forma del arco dental.

35 De acuerdo con una realización de la presente divulgación, la reconstrucción de los datos de la imagen en diferentes canales focales se puede realizar utilizando los datos de un solo escaneo. Para obtener los datos de la imagen durante el escaneo, el canal focal puede cambiarse continuamente durante el escaneo ajustando el eje de rotación. Alternativamente, el canal focal se puede cambiar durante el escaneo para obtener datos de imágenes de diferentes partes del arco dental. El cambio del canal focal puede realizarse, por ejemplo, cambiando la posición del eje de rotación, así como cambiando la posición focal efectiva del aparato de formación de imágenes.

40 Las realizaciones de la presente divulgación proporcionan un almacenamiento y recuperación en tiempo real de los cuadros recogidos e irradiados con un tiempo corto, tal como con un retraso de no más de un segundo. El algoritmo de reconstrucción puede reconstruir una capa panorámica u otro contenido de imagen de profundidad a partir de los cuadros irradiados almacenados y recuperados y mostrar una capa panorámica u otra característica en un plazo no superior a 10 segundos desde el final de una serie de exposición.

45 Se puede usar un algoritmo de desplazamiento y adición, conocido en la técnica, para la reconstrucción de imágenes. Para este tipo de procesamiento, la posición del cuadro actual se registra como una coordenada en la imagen final. Esta coordenada se usa para calcular la cantidad de cambio requerida en un algoritmo de cambio y agregar para reconstruir la imagen final. El desplazamiento de subpíxeles se logra agregando los píxeles en un cuadro a dos ubicaciones en la imagen final multiplicadas por factores de ponderación adecuados. Si la posición de destino es x (no entero o entero) y la posición aumenta en una dirección positiva, entonces el valor de píxel se agrega a las posiciones $\text{piso}(x)$ y $\text{techo}(x)$ donde $\text{piso}(x)$ se refiere al número entero más grande menor que x y $\text{techo}(x)$ se refiere al número entero más pequeño mayor que x . Los respectivos coeficientes de ponderación $W_{\text{izquierda}}$ y W_{derecha} son $x - \text{piso}(x)$ y $\text{techo}(x) - x$. Los factores de ponderación $W_{\text{izquierda}}$ y W_{derecha} pueden ser 50 globales en un solo cuadro o pueden variar de píxel a píxel para compensar cualquier retraso de tiempo entre píxeles individuales.

Esto es matemáticamente equivalente a interpolar los cuadros y la imagen final linealmente en la dirección horizontal, desplazando los píxeles del cuadro en dirección horizontal en una cantidad entera y luego muestreando hacia abajo los cuadros y la imagen final al tamaño original. El desplazamiento de subpíxeles también se puede

implementar utilizando cualquier otro procedimiento de interpolación, por ejemplo con interpolación bilineal, bicúbica o en curva.

Se proporciona un algoritmo que autoenfoca una capa panorámica y calcula automáticamente la capa de mejor enfoque para formación de imágenes panorámicas dentales. El algoritmo utiliza múltiples cuadros de imagen para componer una imagen panorámica de una capa del objeto bajo observación, teniendo la imagen una profundidad de enfoque que es diferente en al menos alguna parte de la imagen panorámica de la profundidad de enfoque correspondiente a una imagen panorámica predeterminada. En un primer paso, los datos de cuadro se utilizan para restablecer el cambio en la velocidad Δv del movimiento en el plano de la imagen en comparación con el cambio en la velocidad original Δv_{orig} . En un segundo paso, el usuario especifica una región de interés. En un tercer paso, la región de interés se reconstruye a la velocidad original V_{orig} más el cambio de velocidad, Δv . En un cuarto paso, la medida de nitidez $S_{(n)}$ (medida de nitidez S , que puede ser una medida de contraste, rugosidad o alguna otra medida de la nitidez de la imagen) y la diferencia de nitidez, ΔS se calcula como igual a $S_{(n)}$ menos $S_{(n-1)}$ SM ($V_{orig} + \Delta v$). En un quinto paso, si ΔS es menor que un límite particular, se muestra la región de interés; de lo contrario, el cálculo usa una velocidad delta de paso diferente Δv y regresa al tercer paso y continúa. El algoritmo se puede aplicar globalmente a toda la imagen final o localmente a una región de interés determinada. Por lo tanto, el dentista puede observar una imagen panorámica inicial y luego seleccionar una región (porción) de la imagen donde el desenfoque puede ser evidente, en cuyo caso, el algoritmo maximiza la nitidez S de la parte seleccionada de la imagen. El resultado es una imagen completa con todas las partes bien enfocadas.

Se pueden utilizar procedimientos como la compensación en curva para proporcionar imágenes de mejor calidad para la evaluación de las estructuras dentales. La sustracción del contenido de la imagen borrosa se usa para proporcionar esta compensación, de acuerdo con una realización de la presente divulgación.

Para las diversas realizaciones mostradas, la comunicación de señal entre componentes puede usar canales de señal cableados o inalámbricos. El uso de la comunicación inalámbrica puede ser ventajoso, por ejemplo, para recibir señales de dispositivos sensores con los que es difícil mantener la conexión. La comunicación inalámbrica también se puede utilizar entre el sensor 121 y el procesador de imágenes que obtiene datos de imágenes. Con referencia a las FIGURAS 15A y 15B, por ejemplo, el sensor 121 comunica los datos de imagen adquiridos al ordenador 106 usando la transmisión inalámbrica de acuerdo con una realización de la presente divulgación. Cabe señalar que se requieren altas velocidades de transmisión para la transmisión inalámbrica de datos de imagen, particularmente para aplicaciones de imágenes de volumen que requieren que se obtengan múltiples imágenes en 2-D para reconstruir la imagen en 3-D.

De acuerdo con una realización de la presente divulgación, 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 divulgación 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 divulgación, incluidos los procesadores en red. El programa informático para realizar el procedimiento de la presente divulgación 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 (MAA) o memoria de solo lectura (MSL); o cualquier otro dispositivo físico o medio empleado para almacenar un programa de ordenador. El programa informático para realizar el procedimiento de la presente divulgación 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 de ordenador también puede construirse en hardware.

Se entenderá que el producto de programa informático de la presente divulgación puede hacer uso de varios algoritmos y procesos 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 procesos no mostrados o descritos específicamente en el presente documento que son útiles para la implementación. Dichos algoritmos y procesos pueden incluir utilidades convencionales que están dentro de la habilidad ordinaria de las artes de procesamiento de imágenes. Los aspectos adicionales de dichos algoritmos y sistemas, y hardware y/o software para producir y procesar las imágenes o cooperando con el producto de programa informático de la presente divulgación, no se muestran o describen específicamente en este documento y pueden seleccionarse de dichos algoritmos, sistemas, hardware, componentes y elementos conocidos en la técnica.

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 (MAA) que se utiliza como un búfer temporal o espacio de trabajo por un microprocesador u otro dispositivo procesador de lógica 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 procesos y para registrar valores ingresados, como puntos de origen, o para almacenar resultados intermedios y finales de cálculos y otros procesos. 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.

Las realizaciones ejemplares descritas se consideran en todos los aspectos ilustrativas y no restrictivas.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato de formación de imágenes dentales para obtener una imagen de un paciente, comprendiendo el aparato:
- 5 una fuente (110) de radiación;
- un primer sensor (121, 70) de formación de imágenes digital 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;
- 10 un soporte (230) que soporta la fuente (110) de radiación y el primer sensor (121, 70) de formación de imágenes digital en lados opuestos de un área de formación de imágenes para el paciente;
- un ordenador (106) en comunicación de señal con el primer sensor (121, 70) de formación de imágenes digital para adquirir una o más imágenes bidimensionales del primer sensor (121, 70) de formación de imágenes digital;
- 15 un controlador eléctricamente acoplado a la fuente (110) de radiación, el primer sensor (121, 70) de formación de imágenes digital, el soporte (106) y el ordenador, configurado el controlador para operar el aparato de formación de imágenes dentales en dos o más modos de formación de imágenes, donde los dos o más modos de formación de imágenes comprenden una combinación de formación de imágenes de volumen, formación de imágenes de TC, formación de imágenes panorámicas o formación de imágenes cefalométricas, donde los dos o más modos de formación de imágenes están configurados para usar el primer sensor (121, 70) de formación de imágenes digitales;
- y
- 20 un aparato (240) de alineación para proporcionar la alineación del área de formación de imagen para la cabeza de un paciente para obtener una o más imágenes y;
- un aparato (370; 236) de soporte de cabeza, comprendiendo dicho aparato de soporte de cabeza:
- 25 un cuerpo (312) principal que tiene lados opuestos primero y segundo y soporta primer y segundo miembros (304, 306) de retención para posicionarse contra la cabeza del paciente, soportando cada uno de los miembros (304, 306) de retención una varilla (340, 350) de oreja respectiva, en el que el primer miembro (304) de retención tiene una primera posición (R1) de referencia en el primer lado del cuerpo (312) principal y está acoplado a un primer aparato (372) de transporte que se extiende hacia afuera desde el cuerpo (312) principal, en el que el segundo miembro (306) de retención tiene una segunda posición de referencia (R2) en el segundo lado del cuerpo (312) principal y está acoplado a un segundo aparato (374) de transporte que se extiende hacia afuera desde el cuerpo (312) principal, y en el que el primer y segundo aparatos (372, 374) de transporte comprenden uno o más ejes u otros elementos que se extienden hacia afuera desde cada lado del cuerpo (312) principal;
- 30 y
- un mecanismo (380) de bloqueo de extensión en el cuerpo (312) principal que bloquea la posición del segundo miembro (306) de retención cuando el primer miembro (304) de retención se mueve hacia afuera desde la primera posición (R1) de referencia y que bloquea la posición del primer miembro (304) de retención cuando el segundo miembro (306) de retención se mueve hacia afuera desde la segunda posición (R2) de referencia.
- 35
2. El aparato de la reivindicación 1, que comprende al menos un segundo sensor (122, 124) de formación de imágenes digital que está adaptado para poder ser colocado en su lugar y utilizado por el aparato de formación de imágenes dentales y para proporcionar datos de imagen de acuerdo con la radiación recibida, donde el aparato de formación de imágenes dentales comprende al menos un aparato de formación de imágenes dentales extraorales.
- 40

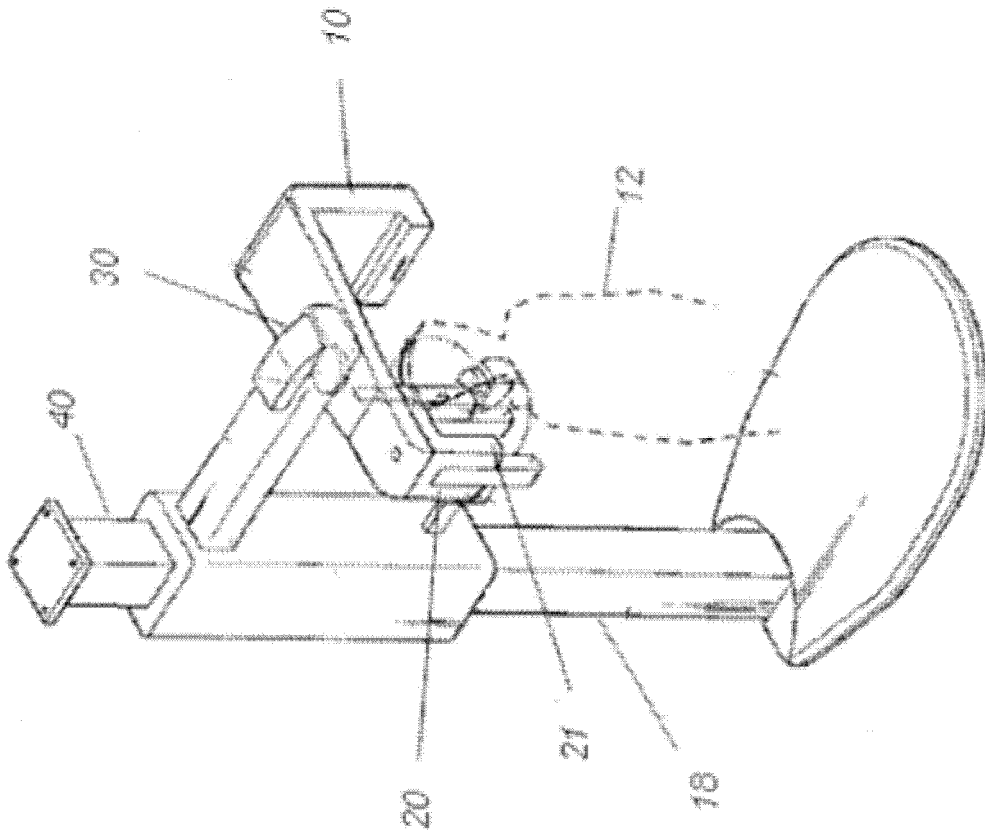


FIG. 1

(Técnica anterior)

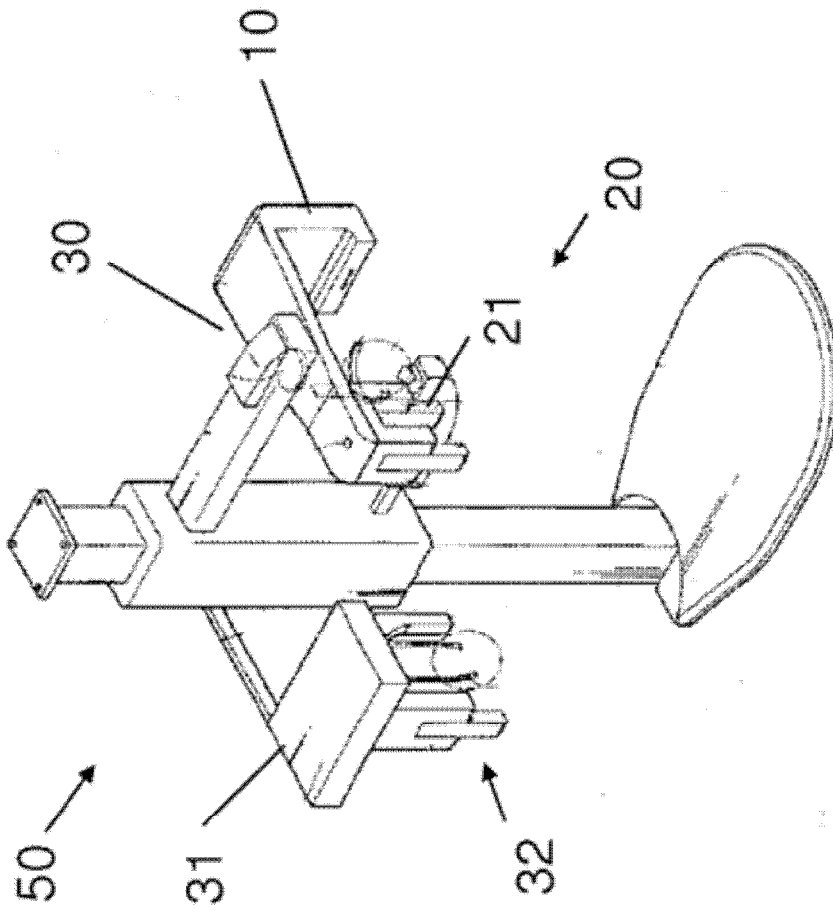


FIG. 2
(Técnica anterior)

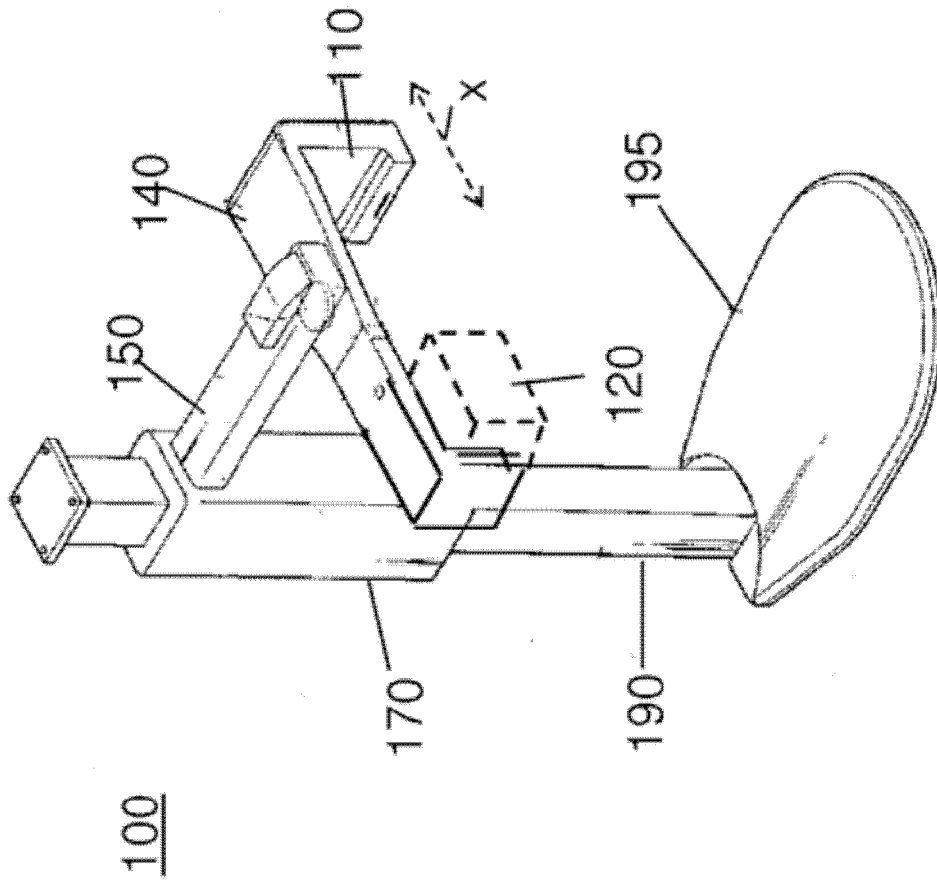


FIG. 3
(Técnica anterior)

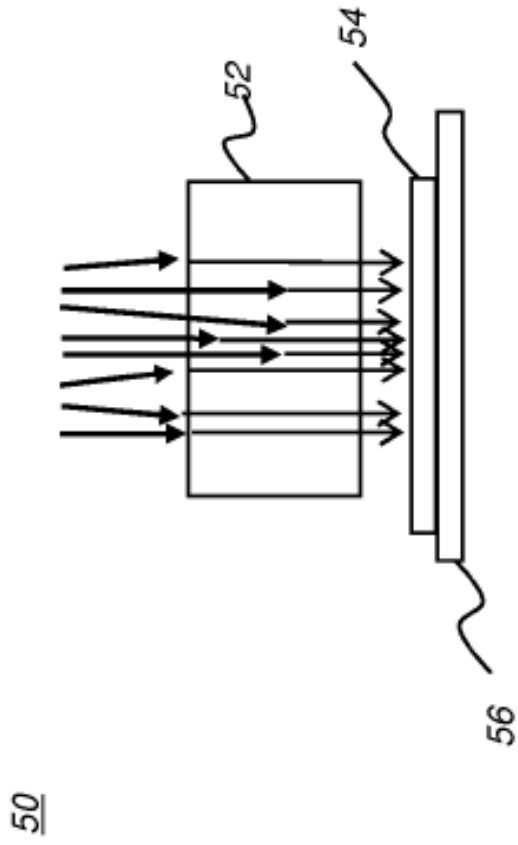


FIG. 4A

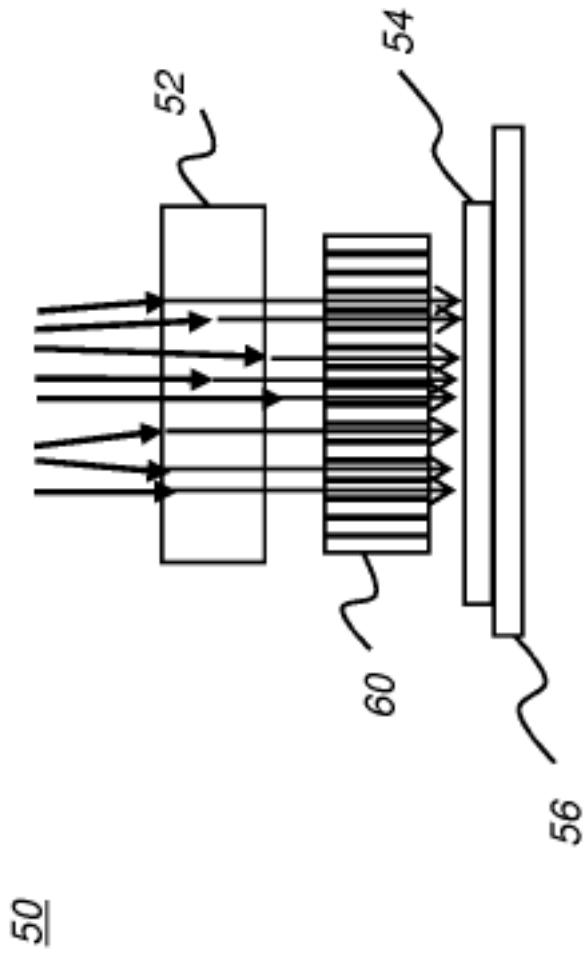


FIG. 4B

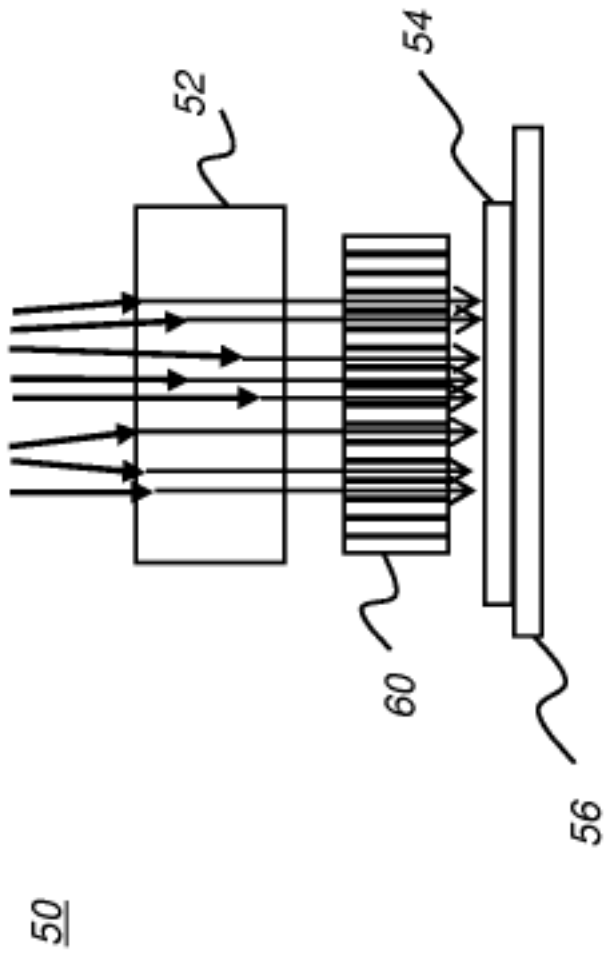


FIG. 4C

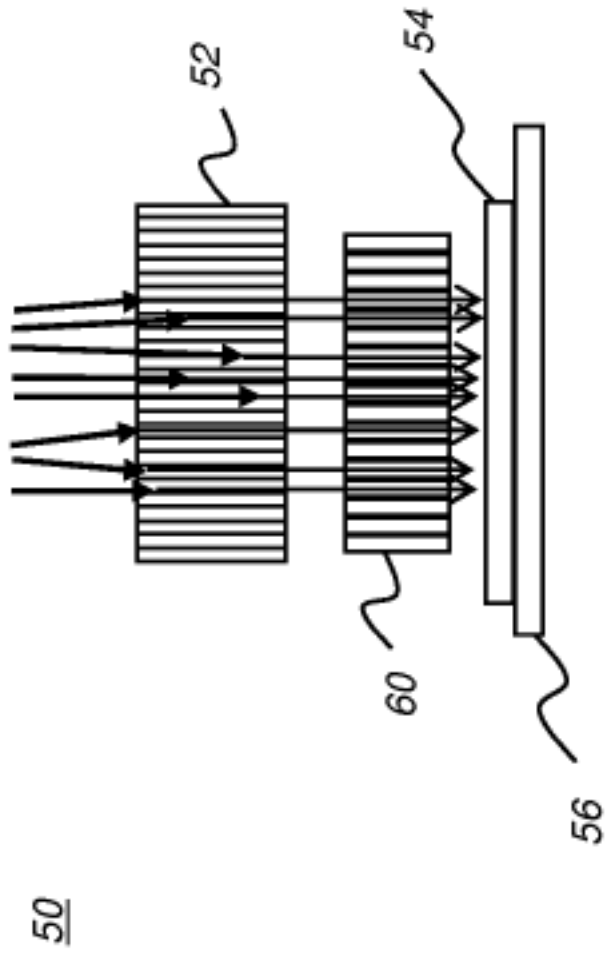


FIG. 4D

70

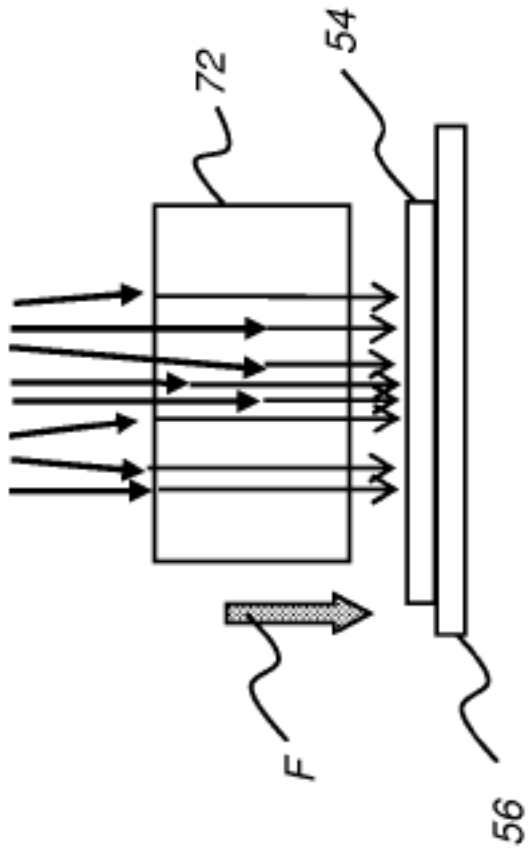


FIG. 5

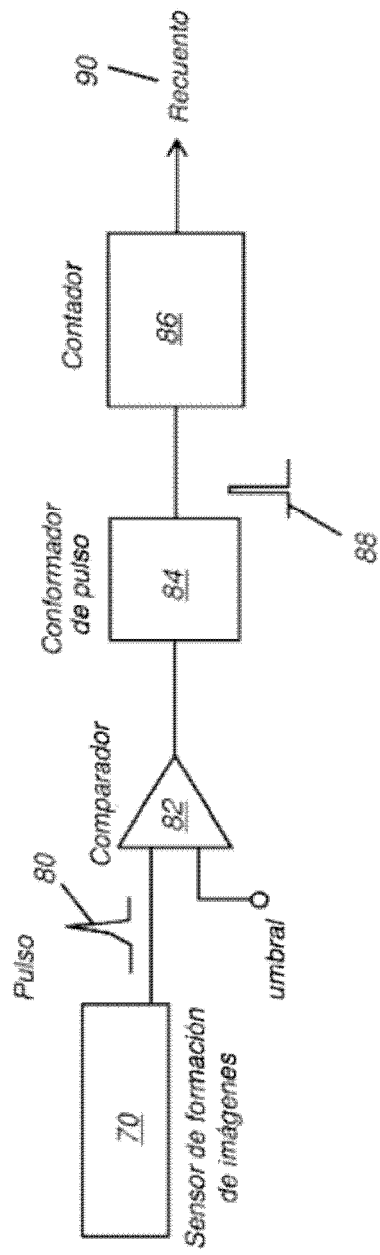


FIG. 6

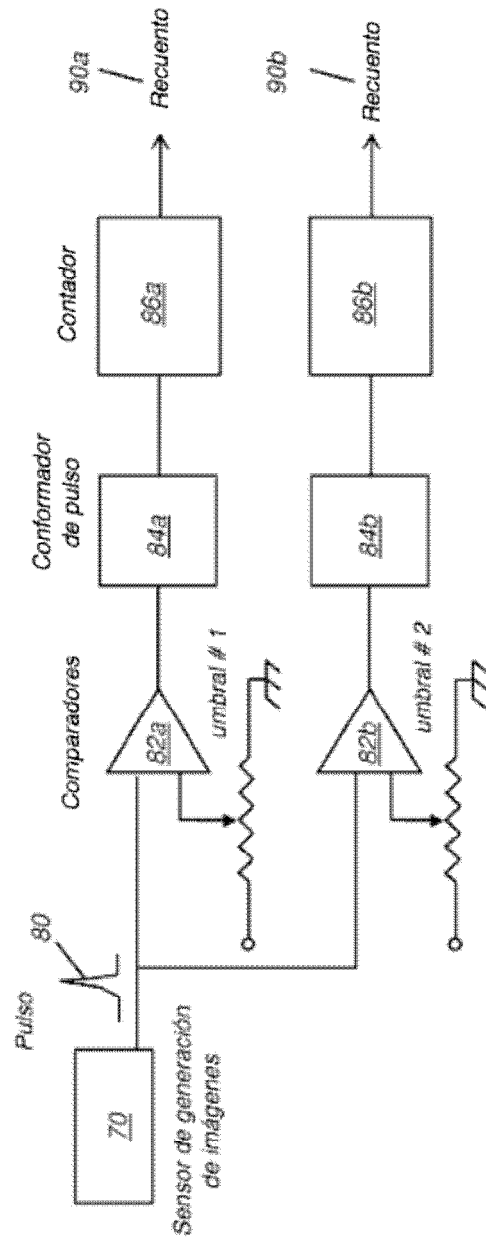


FIG. 7

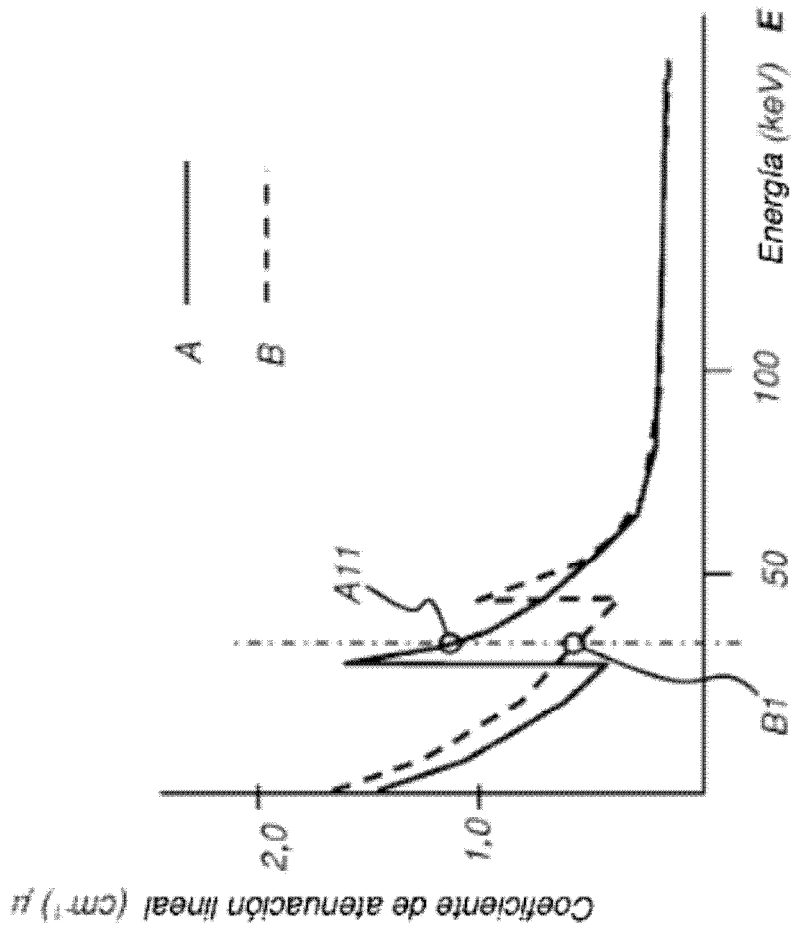
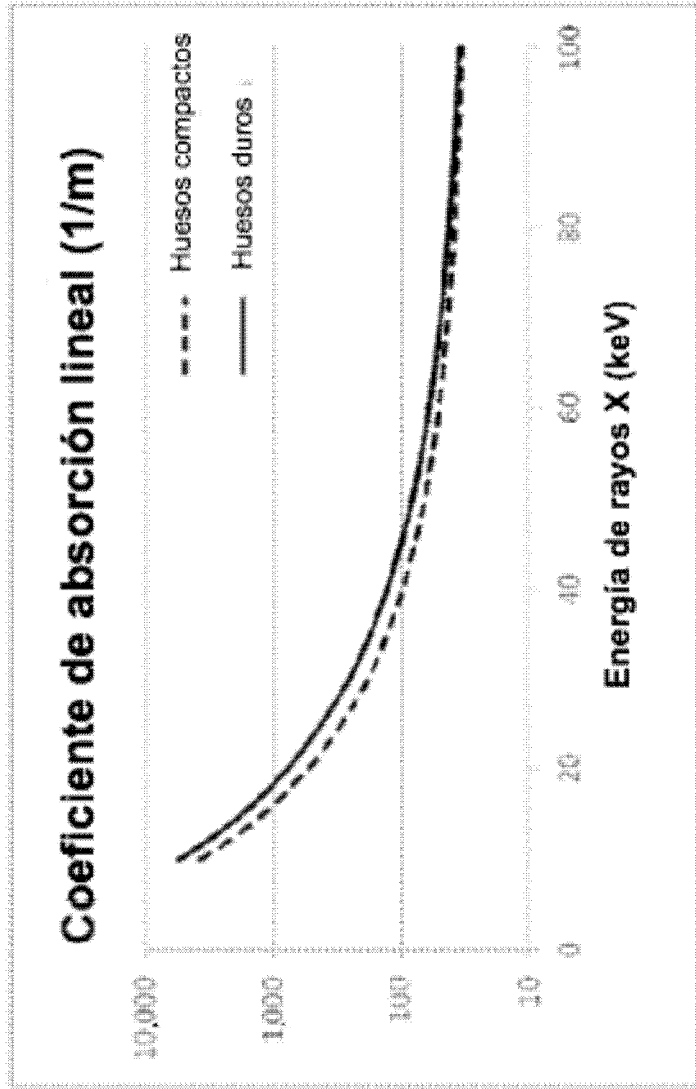


FIG. 8A



Coefficiente de atenuación lineal (cm⁻¹) μ

Energía (keV) E

FIG. 8B

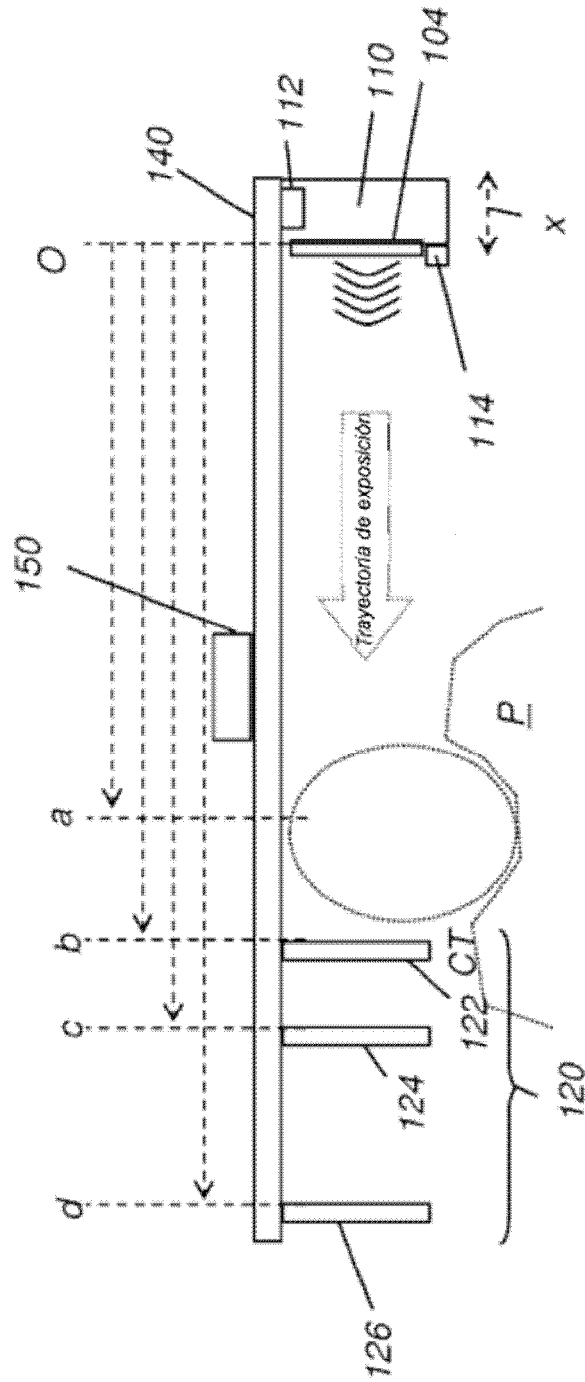


FIG. 9A

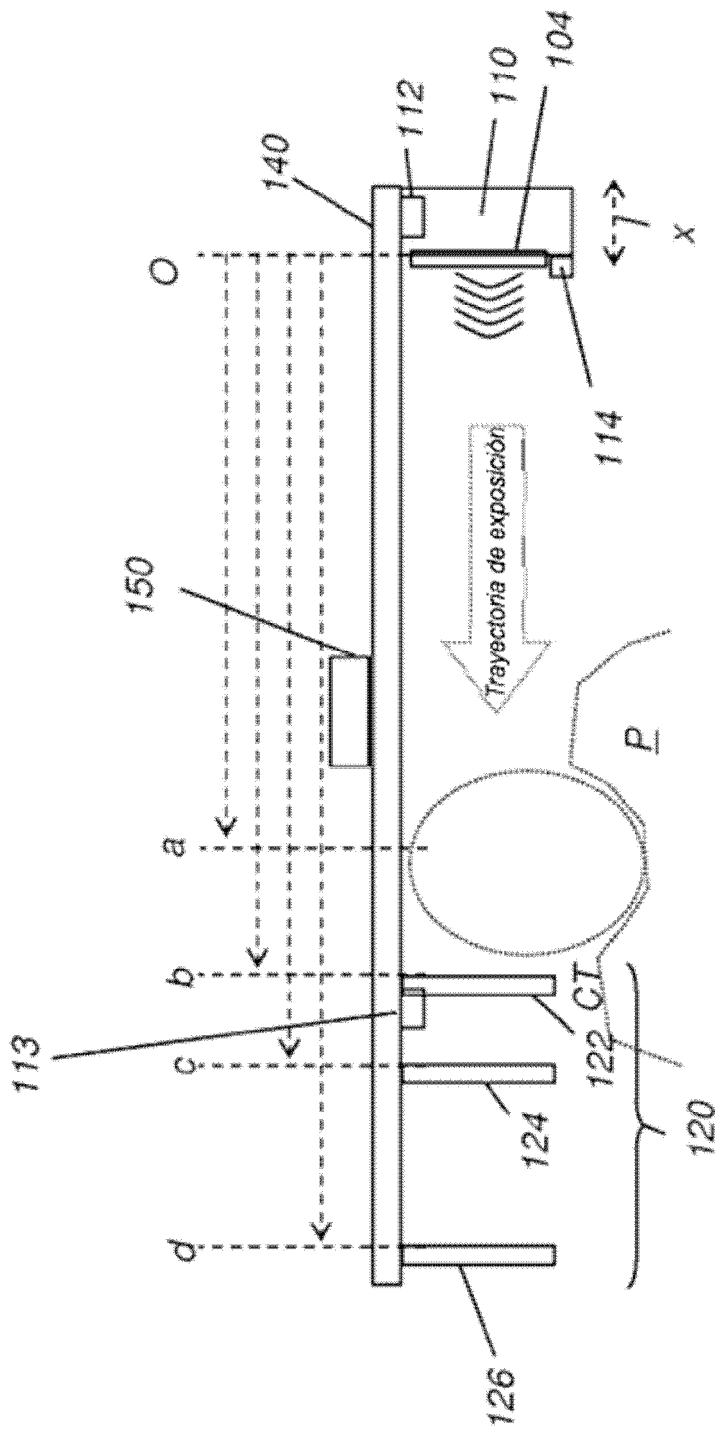


FIG. 9B

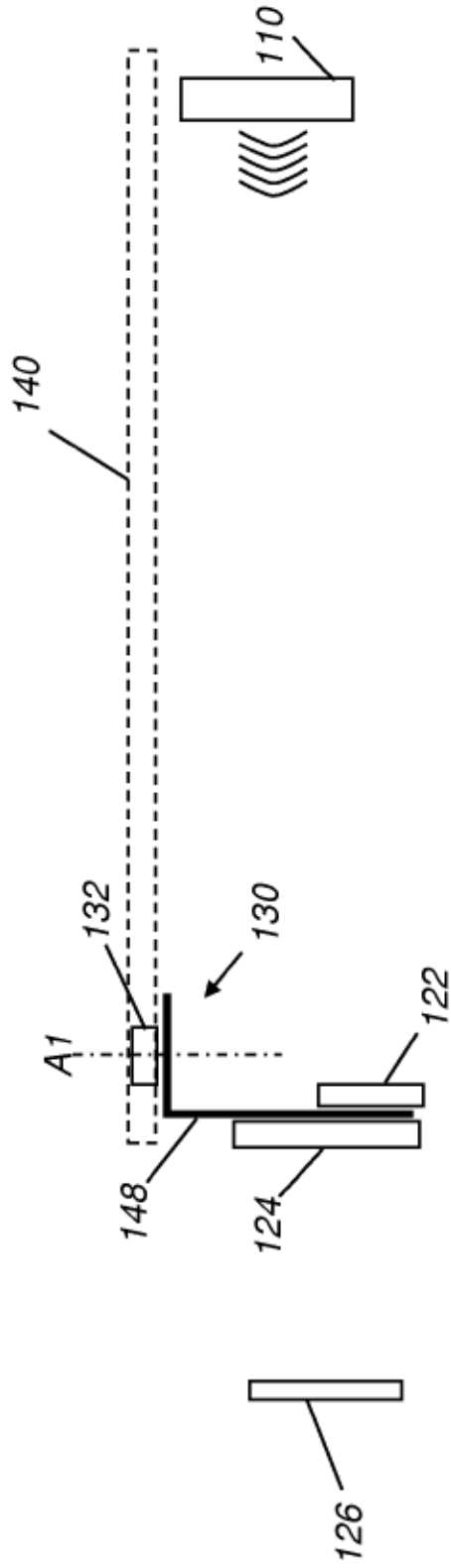


FIG. 10A

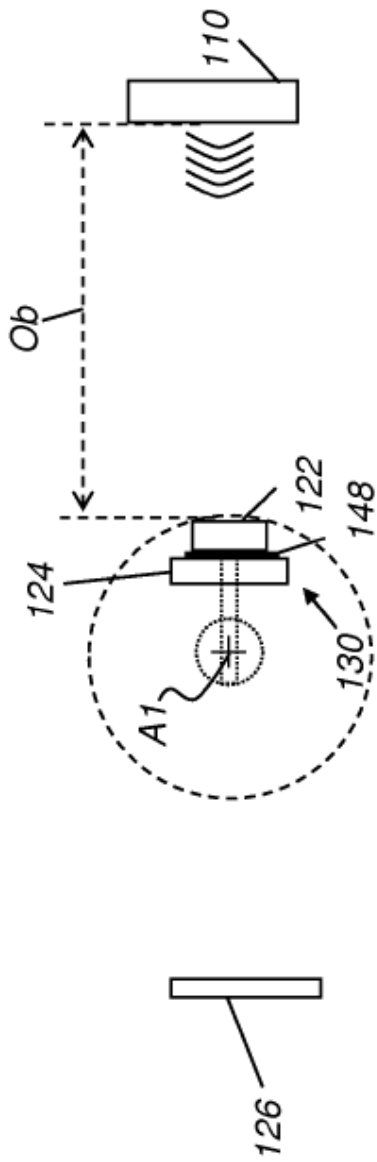


FIG. 10B

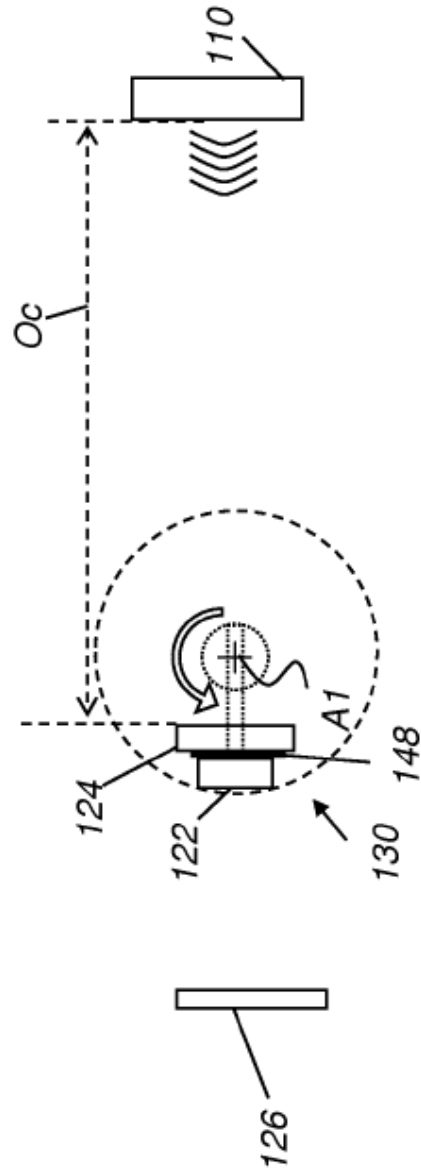


FIG. 10C

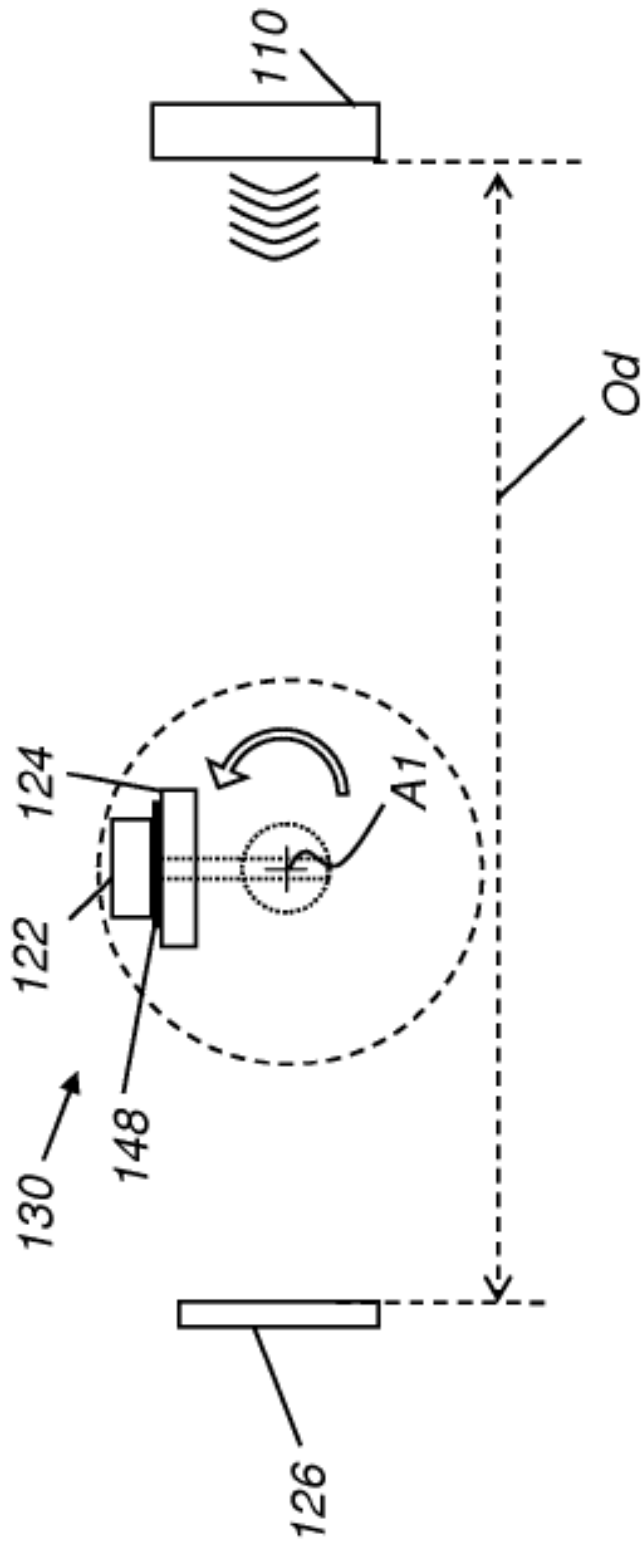


FIG. 10D

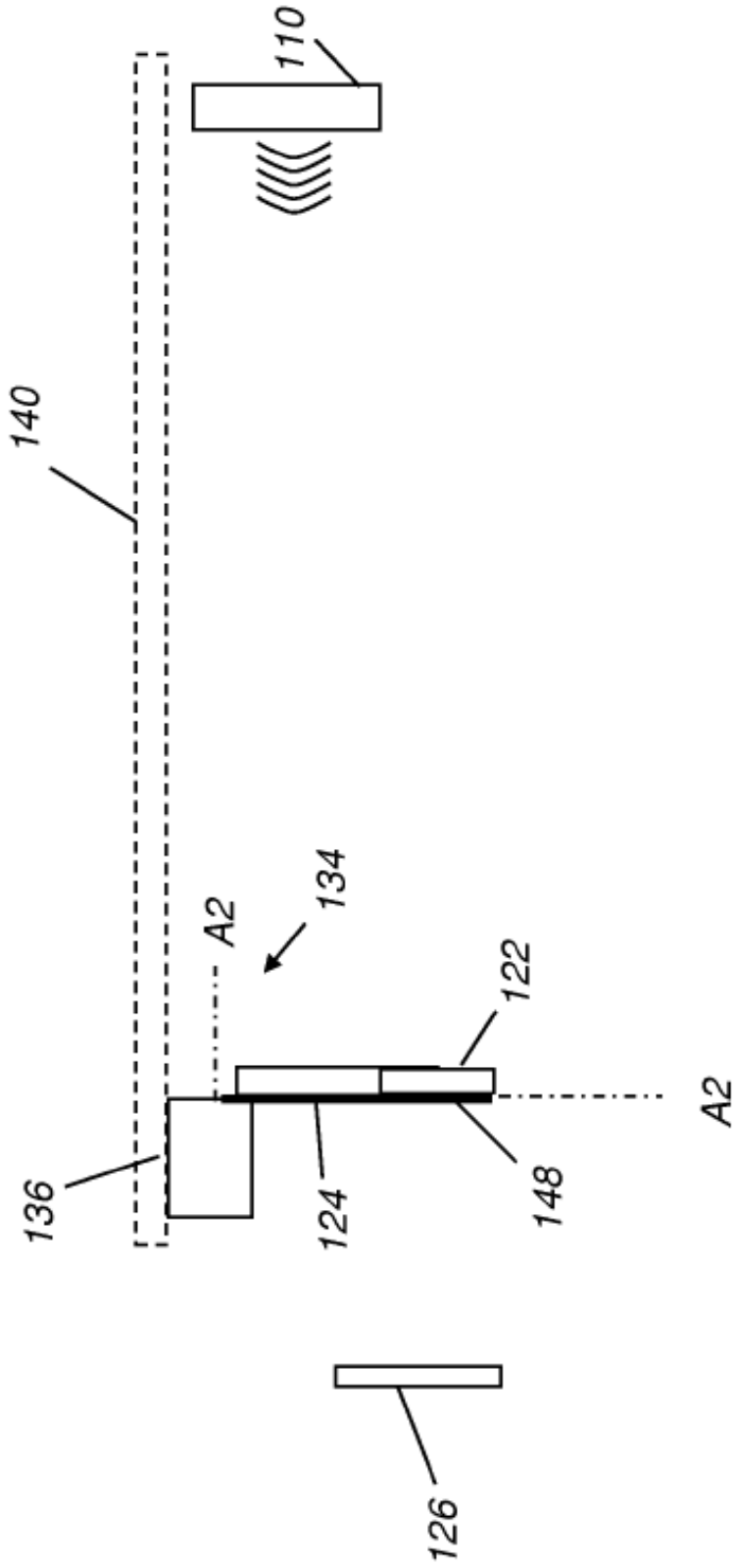


FIG. 11A

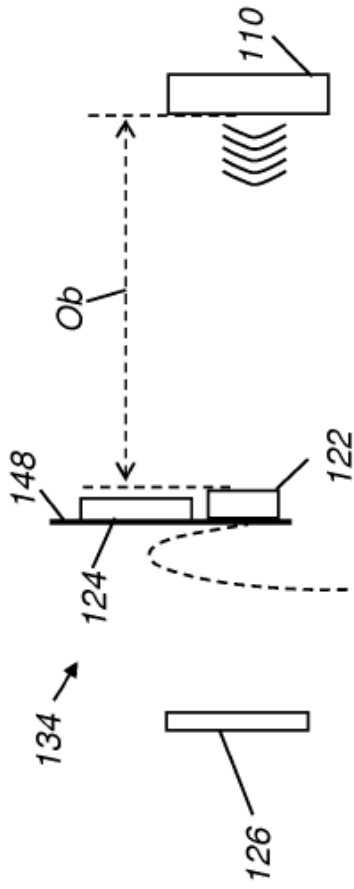


FIG. 11B

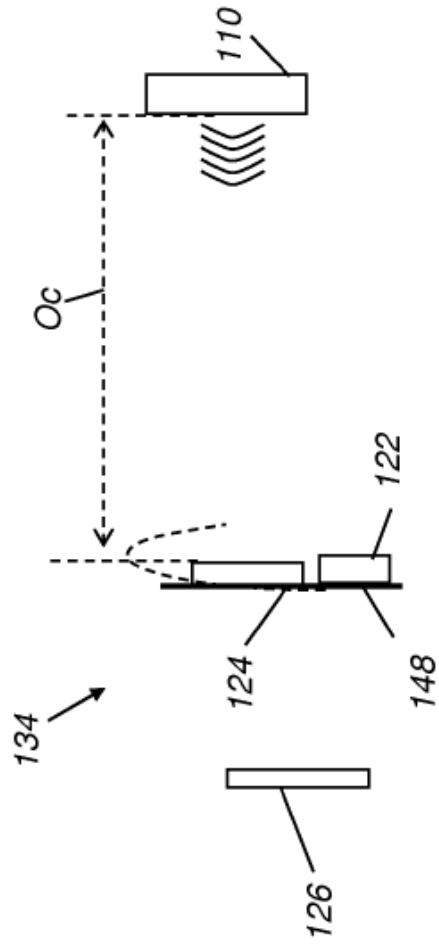


FIG. 11C

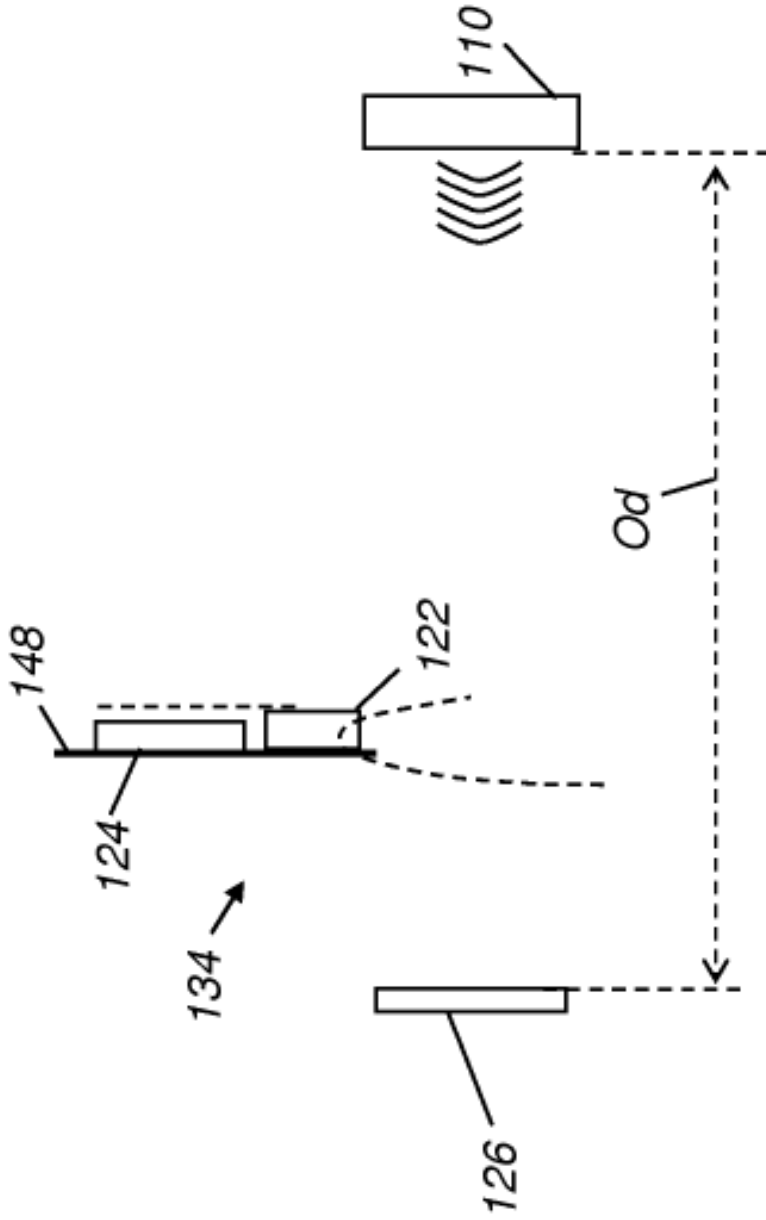


FIG. 11D

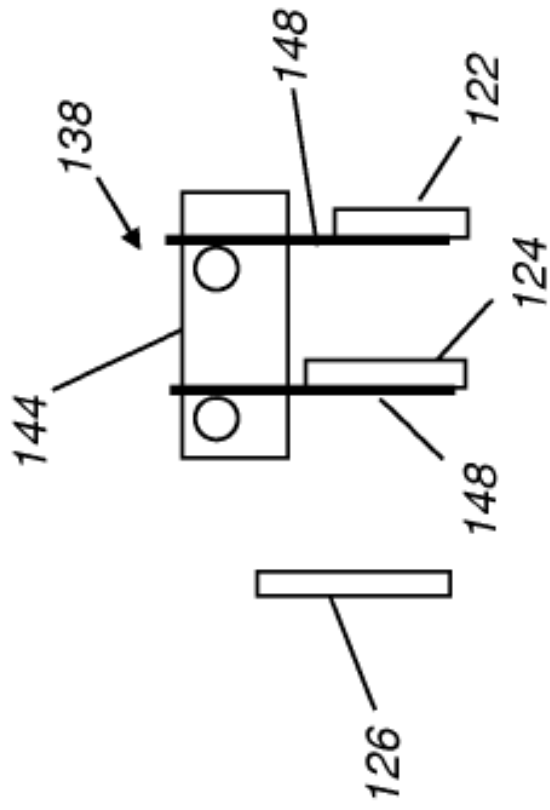


FIG. 12A

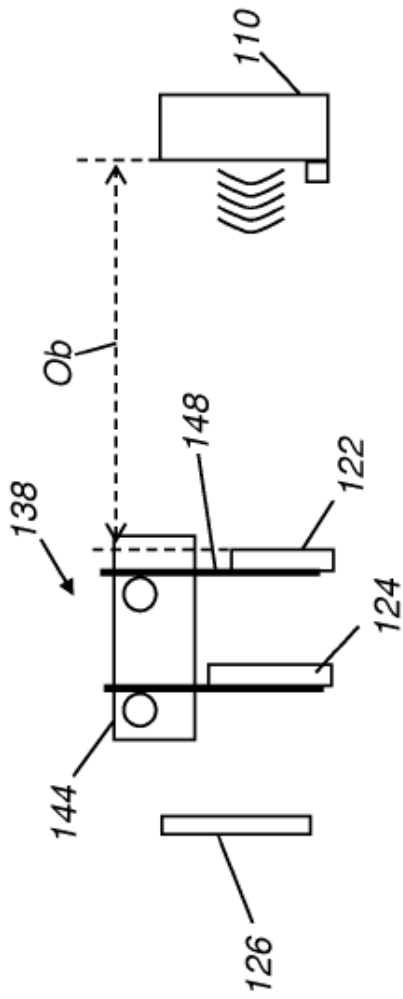


FIG. 12B

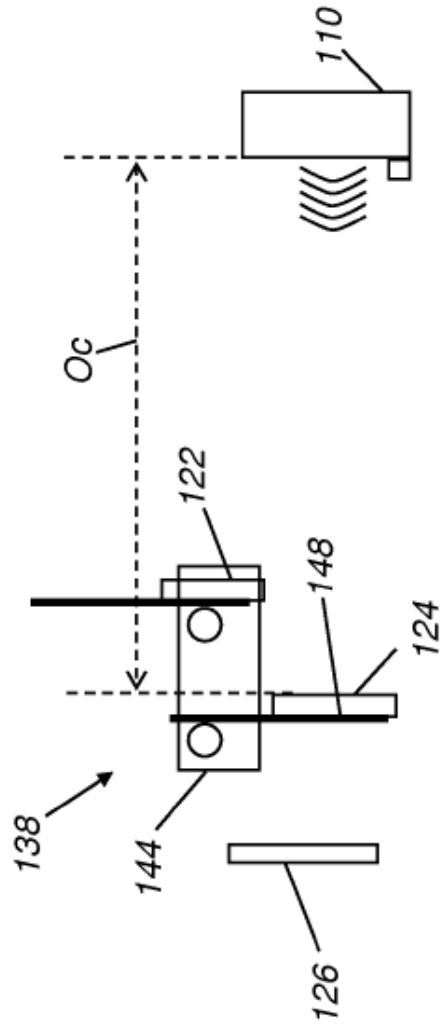


FIG. 12C

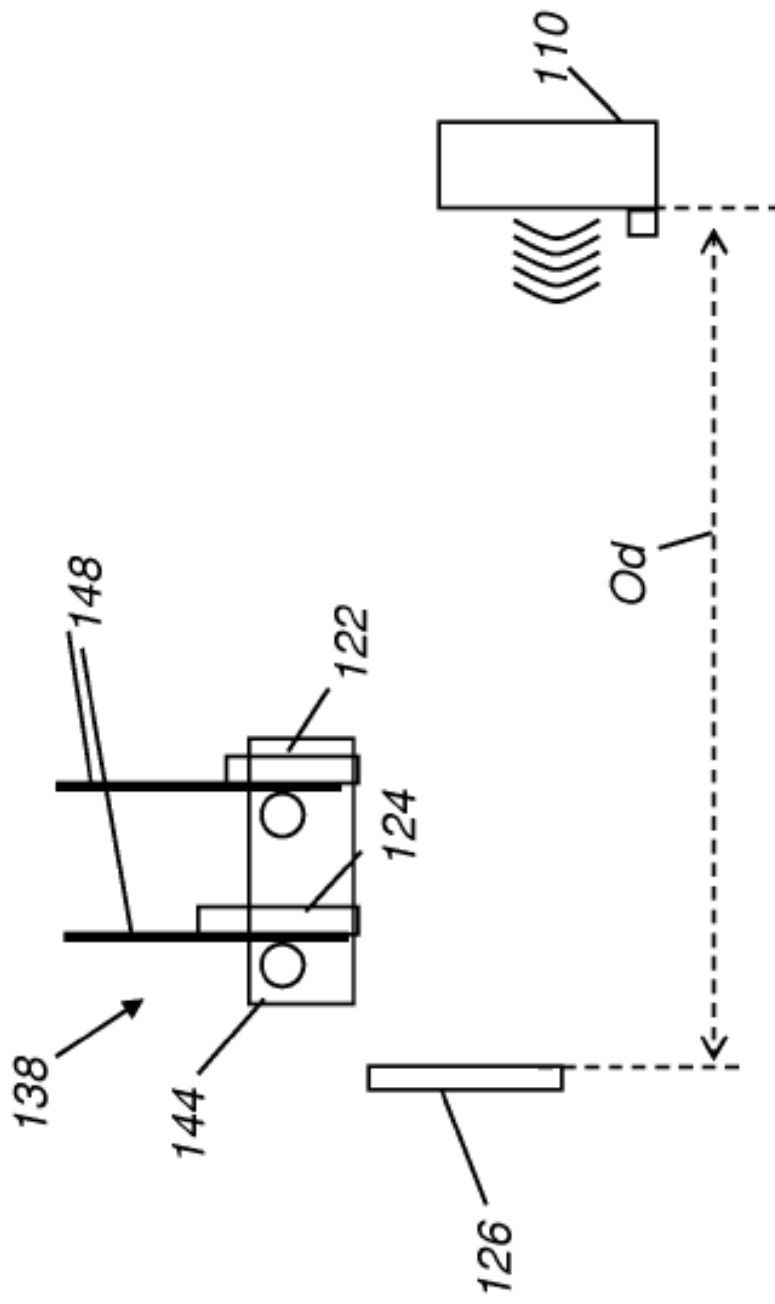


FIG. 12D

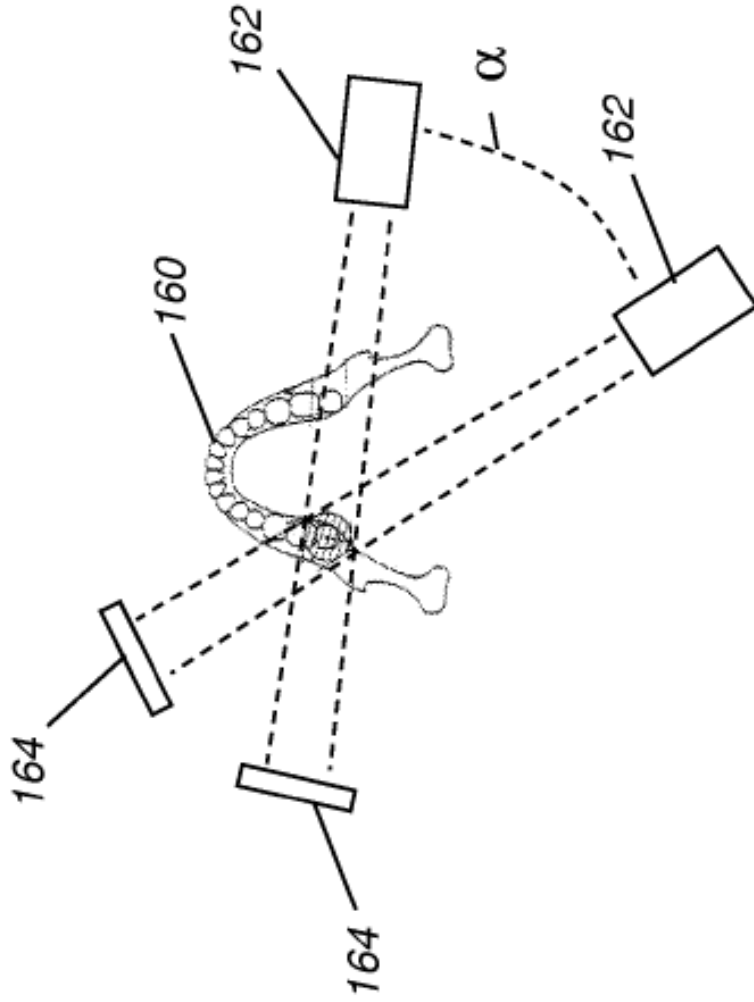


FIG. 12E

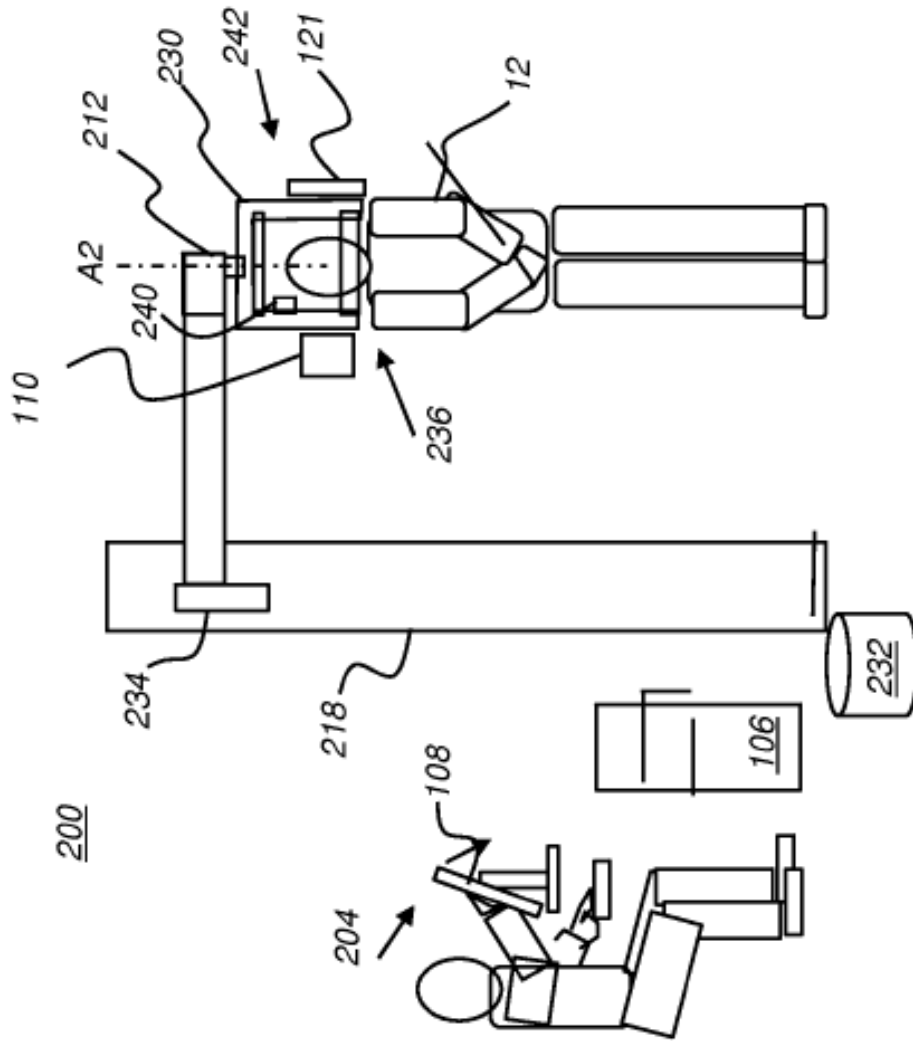


FIG. 13

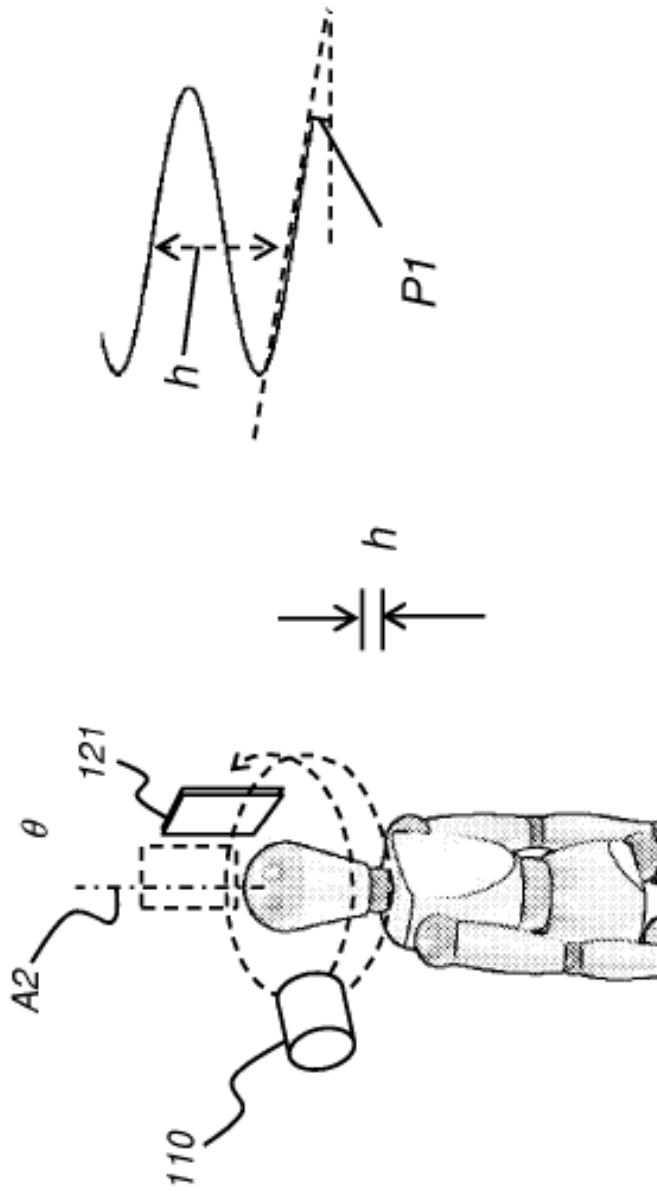


FIG. 14

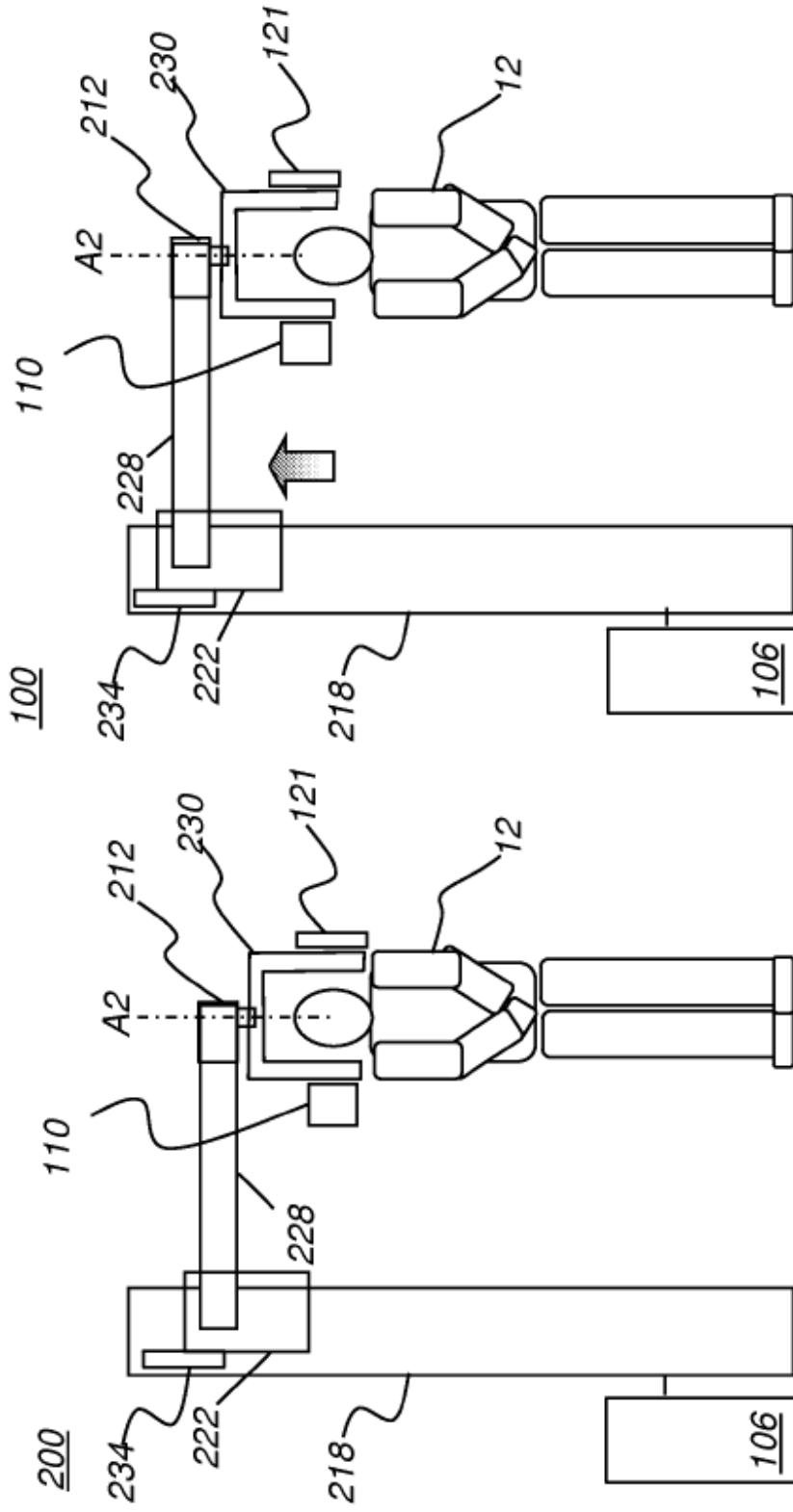


FIG. 15B

FIG. 15A

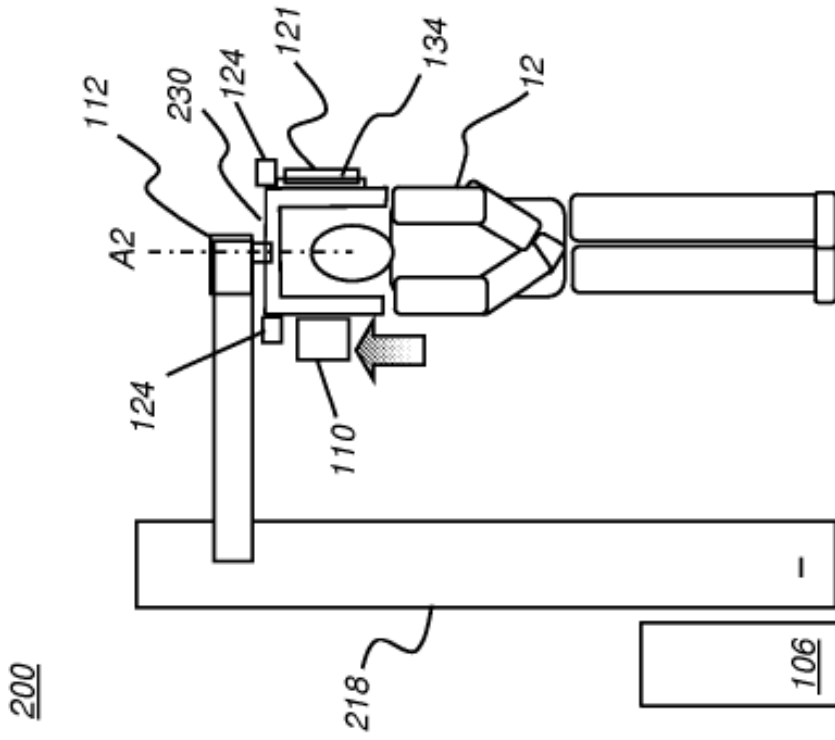


FIG. 16A

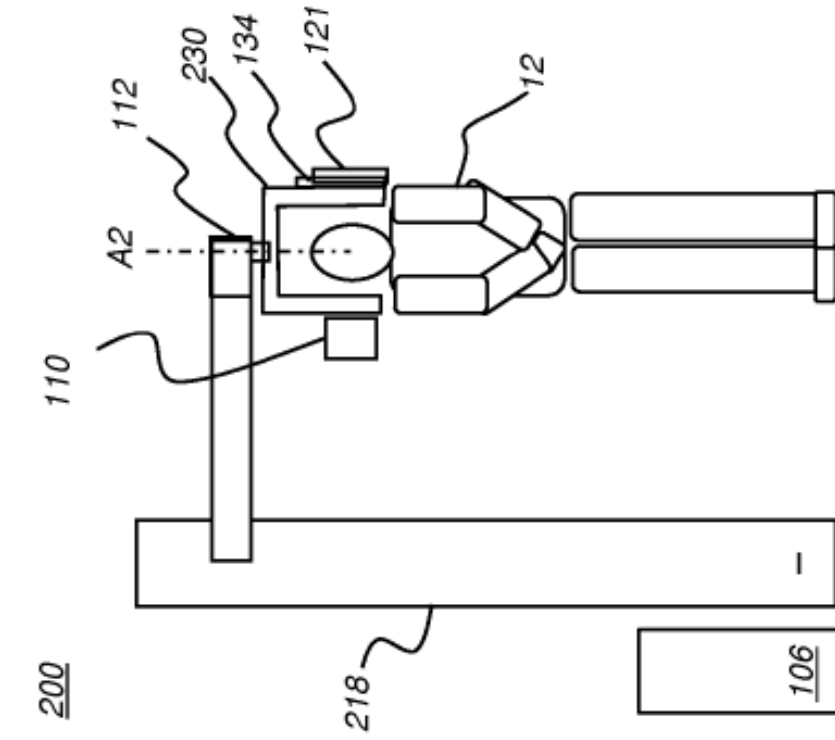


FIG. 16B

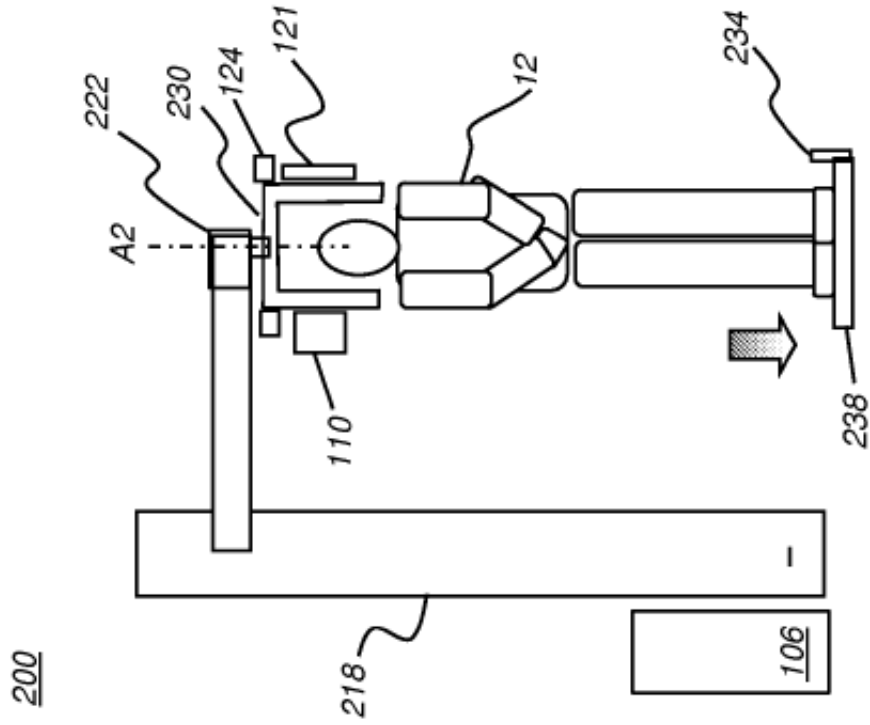


FIG. 17A

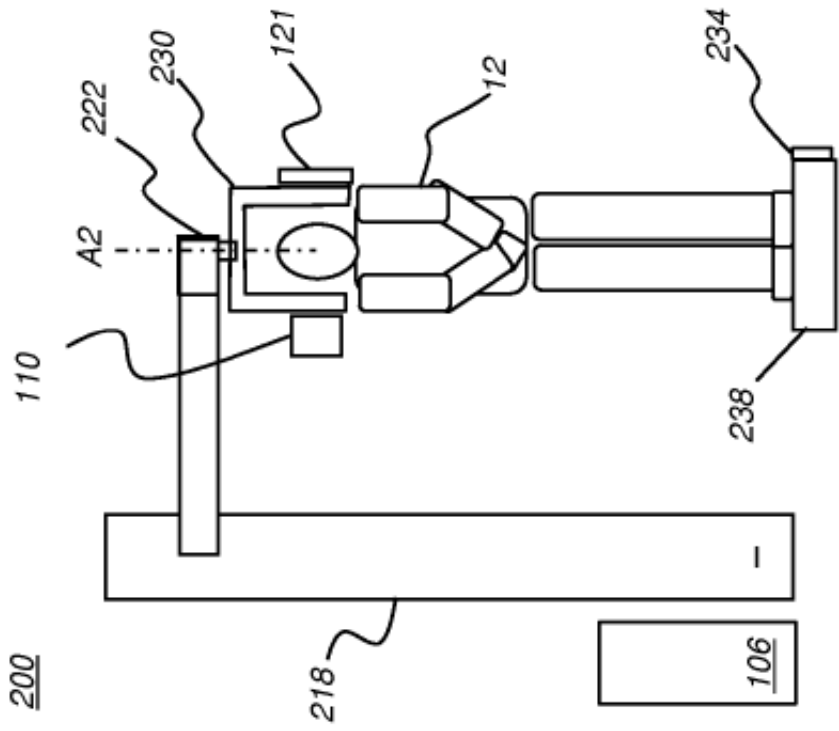


FIG. 17B

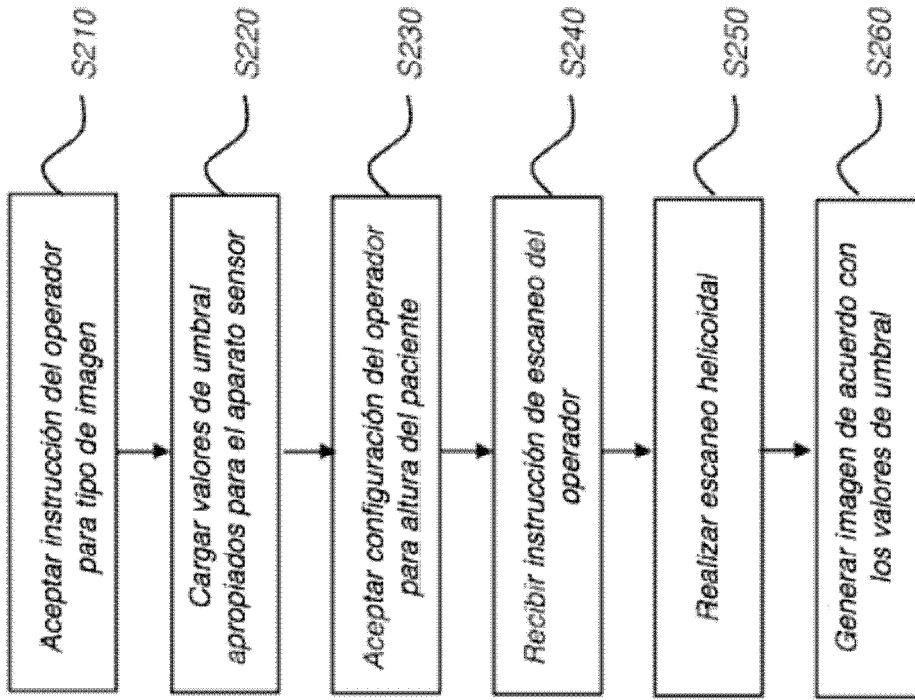


FIG. 18

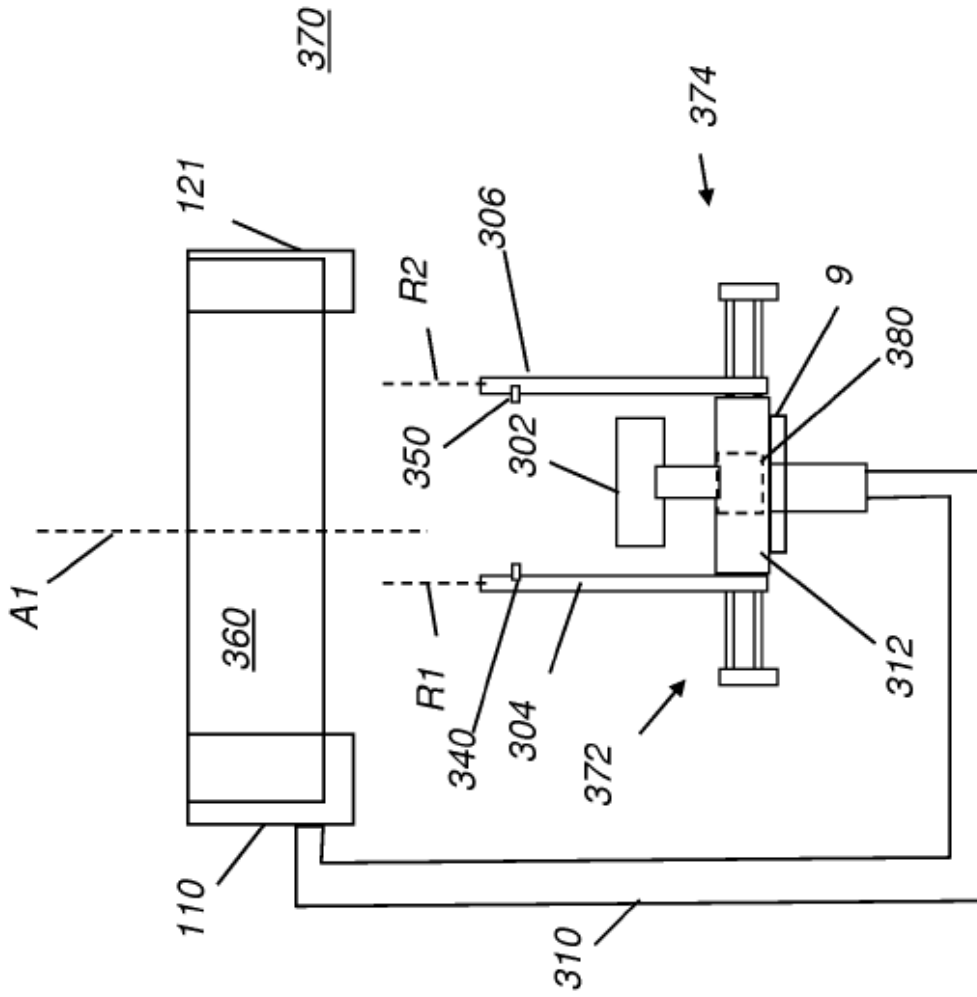


FIG. 19

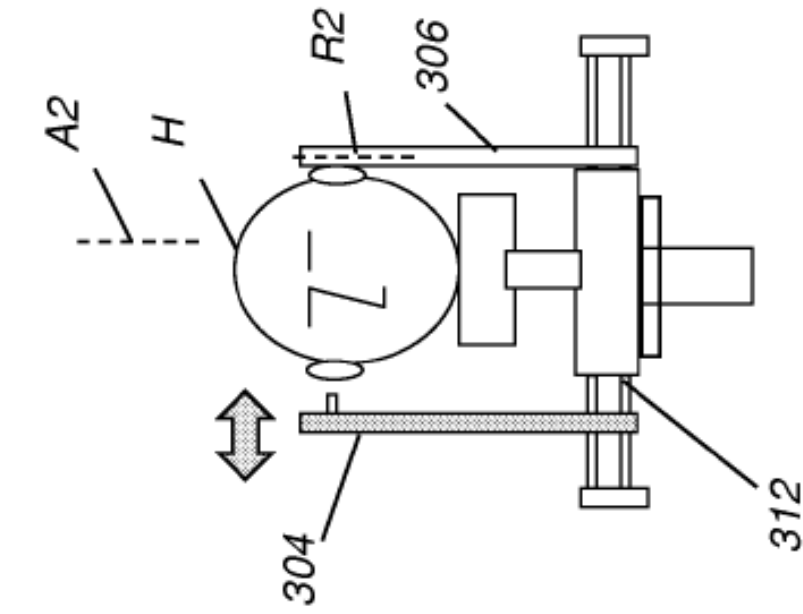


FIG. 20A

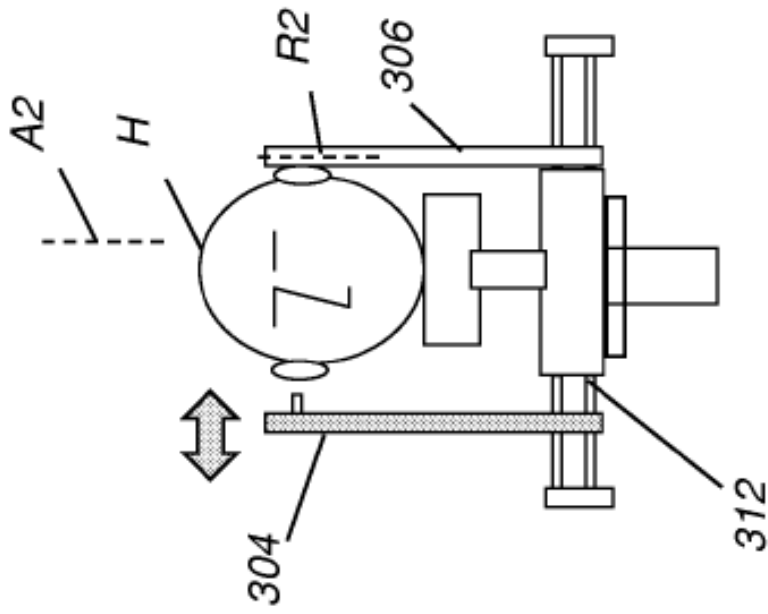


FIG. 20B

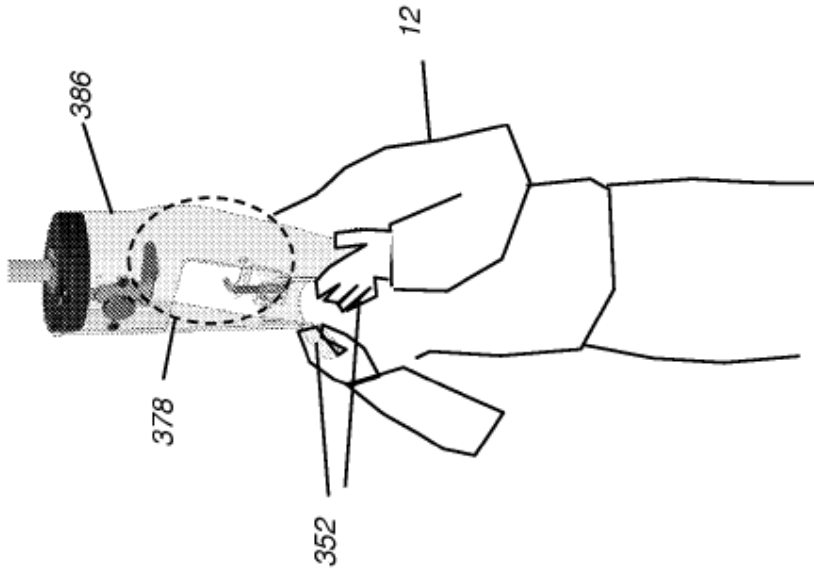


FIG. 21

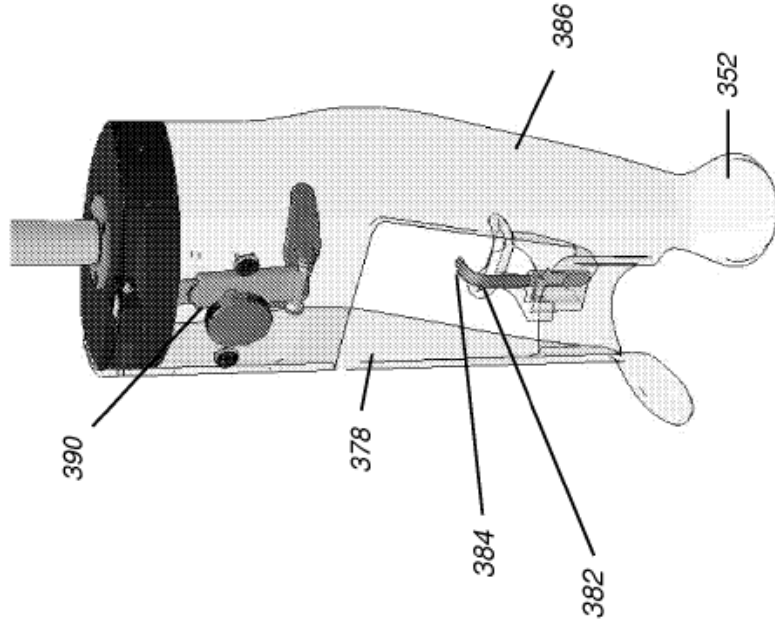


FIG. 22