

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 993 154**

51 Int. Cl.:

A61B 6/58 (2014.01)

A61B 6/51 (2014.01)

A61B 6/00 (2014.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **19.08.2020 PCT/US2020/046921**

87 Fecha y número de publicación internacional: **25.02.2021 WO21034891**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **19.08.2020 E 20767644 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.09.2024 EP 4017370**

54 Título: **Detección de marcadores de calibración geométrica en el sistema de tomosíntesis espectral**

30 Prioridad:

19.08.2019 US 20196288711 P

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

23.12.2024

73 Titular/es:

**CARESTREAM DENTAL LLC (100.00%)
3625 Cumberland Boulevard, Suite 700
Atlanta, GA 30339, US**

72 Inventor/es:

**SCHILDKRAUT, JAY, S.;
INGLESE, JEAN-MARC y
SUBRAMANYAN, KRISHNAMOORTHY**

74 Agente/Representante:

GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo

ES 2 993 154 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

Detección de marcadores de calibración geométrica en el sistema de tomosíntesis espectral

Campo técnico

5 La divulgación se refiere en general a formación de imágenes radiográficas de volumen 3D y más particularmente se refiere a procedimientos y aparatos para la detección automática de marcadores de calibración utilizados en formación de imágenes de tomosíntesis.

Antecedentes

10 Una imagen de rayos X tridimensional (3D) o de volumen puede ser de gran valor para el diagnóstico y tratamiento de dientes y estructuras de soporte. Una imagen de rayos X de volumen para este propósito se forma combinando datos de imagen de dos o más imágenes de proyección 2D individuales, obtenidas en un corto espacio de tiempo entre sí y con una geometría angular y posicional bien definida entre cada imagen de proyección y el diente sujeto y entre cada imagen de proyección y las otras imágenes de proyección.

15 La tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) es un procedimiento establecido para obtener una imagen de volumen de estructuras dentales a partir de múltiples imágenes de proyección. En la formación de imágenes CBCT, un detector de imágenes y una fuente de radiación orbitan alrededor de un sujeto y obtienen una serie de imágenes de proyección de rayos X en pequeños incrementos angulares. A continuación, la información obtenida se utiliza para sintetizar una imagen volumétrica que represente fielmente al sujeto fotografiado dentro de la resolución disponible del sistema, de modo que la imagen volumétrica que se forma pueda verse desde cualquier número de ángulos. Entre los aparatos CBCT disponibles comercialmente para aplicaciones dentales se incluye el CS 8100 3D System de Carestream Dental LLC, Atlanta, Georgia.

20 Aunque la formación de imágenes CBCT es una potente herramienta de diagnóstico, puede haber casos en los que, aunque la formación de imágenes de volumen sea beneficiosa, no se necesite la capacidad completa de la formación de imágenes CBCT. Esto se ha reconocido, por ejemplo, en los documentos US 2007 / 127 801 A1, titulado "Method for Limited Angle Tomography", de Kalke, y US 7 269 241 B2, titulado "Method and Arrangement for Medical X-ray Imaging and Reconstruction from Sparse Data", de Siltanen et al. Para algunos tipos de formaciones de imágenes de volumen, tal como las que se utilizan para guiar la colocación de implantes, por ejemplo, sería útil disponer de una capacidad rudimentaria de formación de imágenes de volumen. La formación de imágenes de volumen también puede ayudar a evitar anomalías de superposición entre estructuras dentales adyacentes. Para este tipo de usos, no serían necesarias numerosas imágenes de proyección de rayos X, como las que proporciona un sistema CBCT. En su lugar, se puede obtener suficiente información de volumen utilizando un número menor de imágenes de rayos X, siempre que se mantenga una referencia de coordenadas espaciales entre las imágenes. Además, el documento US 2008 / 186 311 A1 divulga un procedimiento y un sistema para la formación de imágenes 3D en una geometría no calibrada, que incluye la adquisición de una pluralidad de imágenes de proyección a través de un volumen de formación de imágenes, la estimación de una geometría de formación de imágenes utilizando marcadores fiduciales y/o características anatómicas representadas en las imágenes de proyección, y la reconstrucción de una representación volumétrica configurable del volumen de formación de imágenes utilizando la geometría de formación de imágenes estimada.

35 Como principio general, sería ventajoso obtener el número mínimo de exposiciones a rayos X necesarias para generar los datos de diagnóstico de volumen. Una serie completa de CBCT de imágenes de proyección adquiridas en una órbita de 180 grados requiere una dosis de radiación acumulada más alta que una serie parcial que se toma en una gama más pequeña de ángulos o utiliza menos imágenes de proyección tomadas en incrementos angulares relativos mayores. Por lo tanto, los procedimientos enseñados en los documentos US 2007 / 127 801 A1 y US 7 269 241 B2 pueden ayudar a reducir la exposición del paciente cuando no es necesario obtener imágenes CBCT completas.

45 La tomosíntesis, a veces denominada "formación de imagen 2,5D", parece ofrecer al odontólogo una serie de ventajas sobre la radiografía 2D convencional y la formación de imagen tomográfica 3D, tal como la formación de imagen CBCT, de las características intraorales. En la tomosíntesis, al igual que en otros procedimientos de obtención de imágenes de volumen, se obtiene un número limitado de imágenes de proyección 2D en secuencia, con cada fotograma de imagen desplazado en términos de ángulo relativo con respecto al fotograma de imagen adquirido previamente. A continuación, se pueden utilizar técnicas de reconstrucción para formar una imagen volumétrica de profundidad y resolución suficientes para una serie de funciones de diagnóstico y evaluación. De este modo, la tomosíntesis presenta algunas de las ventajas de la tomografía a escala real para proporcionar datos de volumen, pero con una dosis inferior a la que requiere la tomografía.

50 La formación de imágenes de tomosíntesis emplean un cambio geométrico incremental del ángulo relativo de la fuente de radiación, en cada imagen, con respecto a la superficie del detector. Los sistemas de tomosíntesis convencionales, tal como los utilizados para mamografías, por ejemplo, tienen un acoplamiento mecánico que proporciona un control inherente de la posición de la fuente con respecto al detector. Este acoplamiento mecánico consigue de forma inherente la calibración geométrica, con una alineación que se aplica de un examen de formación de imagen al siguiente.

El acoplamiento mecánico fijo del detector con respecto a la fuente no siempre es posible. En algunos tipos de formación de imágenes de tomosíntesis, el detector y la fuente están desacoplados, lo que requiere algún procedimiento para proporcionar la alineación geométrica y la calibración.

5 Cabe señalar que la alineación y la calibración geométrica están relacionadas, pero no son idénticas. La alineación se refiere a la dirección del haz y se produce antes de la obtención de imágenes. La calibración geométrica puede realizarse después de la obtención de imágenes, por ejemplo, procesando cada imagen individual adquirida, como se describe en el presente documento.

10 Una alineación adecuada de la fuente con el detector posiciona la energía de rayos X de forma que el haz de rayos X incida únicamente dentro de los límites del detector. Una vez conseguida la alineación, los datos de calibración geométrica correctos obtenidos a partir del contenido de la imagen definen entonces las posiciones espaciales relativas de la fuente de rayos X y el detector para cada imagen de proyección sucesiva, de forma que las técnicas de reconstrucción puedan generar con precisión datos de imagen 3D de volumen a partir de las imágenes de proyección 2D adquiridas.

15 Para la mayoría de las aplicaciones dentales, el detector intraoral, desplegado detrás de los dientes del paciente con respecto a la fuente de rayos X, está en gran parte oculto a la vista y debe ser flexiblemente posicionable en diversos lugares dentro de la boca, frustrando los intentos de alineación directa fuente-detector y complicando la tarea de calibración geométrica. El sistema no sólo debe ser capaz de identificar positivamente la geometría límite del contorno del detector mediante una alineación adecuada, sino que también debe conocerse la posición relativa de la fuente de rayos X con respecto al detector, mediante calibración geométrica, para permitir una reconstrucción precisa del volumen en 3D a partir de las imágenes de proyección en 2D.

20 El uso de marcadores radiopacos, colocados en la trayectoria del haz de rayos X, proporciona una solución viable para la calibración geométrica, pero presenta inconvenientes significativos. La característica radiopaca de los marcadores oculta partes de la anatomía subyacente, lo que puede comprometer la calidad de la imagen adquirida con fines diagnósticos. Los intentos de disminuir este problema reduciendo el tamaño o la densidad de los marcadores pueden dificultar su distinción de la anatomía y complicar o poner en peligro una calibración geométrica precisa.

25 Aunque se han propuesto varias soluciones para la realización de tomosíntesis intraorales, aún quedan muchos aspectos por mejorar para que la tecnología de tomosíntesis sea adecuada para el odontólogo.

30 Así, se puede apreciar que existe una necesidad de mejora en aparatos y procedimientos que proporcionen una calibración geométrica precisa para sistemas de tomosíntesis intraoral en los que el detector y la fuente de radiación no están acoplados mecánicamente.

Sumario

35 En términos generales y de acuerdo con las realizaciones de ejemplo descritas en el presente documento, la presente invención comprende aparatos y procedimientos para generar una imagen de volumen a partir de un pequeño número de imágenes radiográficas obtenidas por un detector de formación de imágenes intraorales. Más particularmente, la presente invención comprende aparatos y procedimientos para la calibración geométrica de un aparato de formación de imágenes de volumen en el que el detector y la fuente no están acoplados mecánicamente. Ventajosamente, la presente invención aborda los problemas introducidos en el compromiso entre la detección precisa del marcador y el impacto en la calidad de la imagen. Sin perjuicio de lo dispuesto en el presente documento, la presente invención se define mediante las reivindicaciones adjuntas.

40 De acuerdo con la presente invención, se proporciona un procedimiento para la calibración geométrica de un aparato de formación de imágenes de volumen y un aparato de formación de imágenes de volumen radiográfico como se establece en las reivindicaciones independientes. Otras realizaciones de la invención se describen, entre otras cosas, en las reivindicaciones dependientes.

45 La presente invención y las realizaciones de ejemplo de la misma descritas en el presente documento abordan, en su totalidad o al menos en parte, los problemas, deficiencias y carencias de la técnica relacionada. Además, la presente invención y dichas realizaciones de ejemplo proporcionan diversas ventajas y beneficios descritos en el presente documento. Otras ventajas y beneficios inherentemente logrados por los aparatos y procedimientos divulgados pueden ocurrir o llegar a ser evidentes para los expertos en la técnica.

Breve descripción de los dibujos

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

La FIG. 1 es un diagrama esquemático que muestra los componentes de un aparato de formación de imágenes de tomosíntesis en silla de acuerdo con una realización de ejemplo de acuerdo con la solicitud.

- La FIG. 2A es un diagrama esquemático que muestra la secuencia de recuento de fotones.
- La FIG. 2B es un diagrama esquemático que muestra una disposición de recuento de fotones para la medición en dos niveles de energía diferentes.
- 5 Las FIGS. 3A y 3B son diagramas de bloques esquemáticos simplificados que muestran diferentes aspectos del problema de alineación.
- La FIG. 4 es un diagrama esquemático de bloques que muestra un aparato de formación de imágenes que calcula la posición lateral y la orientación angular de un detector de imágenes intraorales.
- 10 La FIG. 5 es un diagrama esquemático de bloques que muestra un aparato de formación de imágenes que calcula la posición lateral y la orientación angular de un detector de imágenes intraorales y proyecta una pantalla sobre la mejilla del paciente.
- La FIG. 6A es un diagrama esquemático que muestra cómo se utiliza la triangulación para la detección de posición en una realización de ejemplo de la presente invención.
- La FIG. 6B es un diagrama esquemático que muestra la detección de posición en una realización alternativa de la presente invención.
- 15 La FIG. 6C muestra un soporte con una disposición de marcadores de alineación radiopacos alrededor de una abertura central.
- Las FIGS. 6D y 6E muestran cómo aparecen los marcadores en la imagen adquirida, a lo largo de los bordes de los rasgos intraorales fotografiados.
- 20 La FIG. 7A es una vista en perspectiva que muestra un aparato intraoral de formación de imágenes de rayos X de acuerdo con un ejemplo de realización, en el que la alineación no es correcta.
- La FIG. 7B es una vista en perspectiva que muestra un aparato intraoral de formación de imágenes de rayos X de acuerdo con un ejemplo de realización, en el que la alineación es correcta.
- La FIG. 8A es una vista inferior que muestra un ensamblaje de fuente de radiación con colimación en una disposición sustancialmente cuadrada.
- 25 La FIG. 8B es una vista inferior que muestra un ensamblaje de placa colimadora con aberturas de diferentes relaciones de aspecto.
- La FIG. 8C y 8D son vistas inferiores que muestran una disposición alternativa de la placa colimadora que se desplaza en una dirección lineal para posicionar diferentes conjuntos de aberturas sobre diferentes subconjuntos del conjunto de fuentes de radiación.
- 30 La FIG. 8E es una vista inferior que muestra una placa colimadora que tiene conjuntos emparejados de aberturas de diferentes relaciones de aspecto.
- La FIG. 8F es una vista de un colimador curvado y trasladado linealmente a lo largo de una matriz lineal de fuentes distribuidas.
- 35 La FIG. 8G es una vista de un colimador curvado y trasladado girando alrededor de una matriz lineal de fuentes distribuidas.
- La FIG. 9A es un diagrama esquemático de bloques que muestra un patrón de formación de imágenes utilizado para obtener una imagen de volumen a partir de un número limitado de rayos X.
- 40 La FIG. 9B es una vista en perspectiva que muestra cómo las diferentes posiciones del emisor de rayos X en relación con el paciente proporcionan imágenes individuales para su uso en la formación de una imagen de volumen.
- La FIG. 10A es un diagrama esquemático que muestra un aparato de formación de imágenes intraorales para la formación de imágenes de tomosíntesis con la fuente de rayos X transportada a lo largo de una pista arqueada.
- La FIG. 10B es un diagrama esquemático que muestra un aparato de formación de imágenes intraorales para la formación de imágenes de tomosíntesis con la fuente de rayos X transportada a lo largo de una pista lineal.
- 45 La FIG. 10C es un esquema de vista superior que muestra un marco que tiene múltiples secciones articuladas en cada articulación ajustable para informar datos de extensión y rotación detectados.
- La FIG. 11A es una vista en perspectiva que muestra la configuración de la fuente de rayos X para el arreglo de trayectoria radial mostrado en la FIG. 10A.

La FIG. 11B es una vista en perspectiva que muestra la configuración de la fuente de rayos X para la disposición de trayectoria lineal mostrada en la FIG. 10B.

La FIG. 12A es un diagrama esquemático que muestra el uso de una guía marcadora que se acopla con el detector intraoral.

5 La FIG. 12B es un diagrama esquemático que muestra el uso de una guía marcadora que no está directamente acoplada con el detector intraoral.

La FIG. 13A muestra un sistema de tratamiento con silla y otros aparatos para procedimientos dentales.

La FIG. 13B es un esquema de vista superior que muestra una disposición con la fuente de rayos X acoplada al colimador, la silla, el suelo u otro equipo.

10 Las FIGS. 14A y 14B muestran el ensamblaje y los componentes de una guía marcadora para alineación de acuerdo con una realización de ejemplo conforme a la aplicación.

La FIG. 15 muestra la posición de un marco contra la cara del paciente para la alineación y el soporte de colimación.

La FIG. 16 muestra vistas lateral y superior de un marco para colimación y alineación y componentes asociados.

15 La FIG. 17 es un diagrama esquemático que muestra ejemplos de trayectorias de desplazamiento relativas que pueden trazarse en relación con el sujeto fotografiado para la obtención de imágenes de tomosíntesis.

La FIG. 18 es una vista esquemática en diagrama de bloques que muestra una fuente basada en un emisor de campo tipo Spindt u otra matriz de fuentes de rayos X para la adquisición de imágenes.

20 La FIG. 19 es un diagrama esquemático de bloques que muestra un patrón de formación de imágenes utilizado para obtener una imagen de volumen a partir de un número limitado de rayos X en una realización alternativa de ejemplo.

La FIG. 20 es un diagrama de flujo lógico que muestra una secuencia de captura de imágenes de rayos X para generar una imagen de volumen.

La FIG. 21 es un diagrama de bloques que muestra la información de posición espacial y orientación angular asociada a los datos de la imagen.

25 La FIG. 22 es un diagrama de flujo lógico que muestra la actividad del sistema en la preparación de cada captura de imagen en una secuencia.

La FIG. 23 muestra una visualización comparativa de una imagen de proyección y un corte de imagen de tomosíntesis.

30 La FIG. 24 es un diagrama esquemático que muestra una disposición con marcadores fijos en posición relativa al detector.

La FIG. 25 es un diagrama esquemático que muestra una disposición alternativa en la que los marcadores de una imagen fantasma se fijan a la fuente.

35 Las FIGS. 26A, 26B, y 26C son gráficos que muestran características de energía de rayos X y atenuación de masa que se combinan para definir distribuciones de energía de rayos X dadas de acuerdo con realizaciones de ejemplo de la presente divulgación.

La FIG. 27 es un diagrama de flujo lógico que muestra una secuencia para proporcionar imágenes 2D de marcador y anatomía a partir de una única imagen de proyección 2D que se obtiene utilizando un sistema de formación de imágenes de rayos X espectrales.

40 Las FIGS. 28A-28C muestran, en forma simulada, los resultados del procesamiento de imágenes para la detección de marcadores dentro de una imagen de proyección 2D para formación de imágenes de tomosíntesis de acuerdo con una realización de ejemplo de la presente divulgación.

Descripción detallada de realizaciones de ejemplo

45 Lo que sigue es una descripción detallada de realizaciones de ejemplo, con referencia a los dibujos en los que los mismos números de referencia identifican los mismos elementos de estructura o los mismos pasos de un procedimiento, según sea el caso, en cada una de las diversas figuras.

Cuando se usan en el contexto de la presente divulgación, los términos "primero", "segundo", etc., no necesariamente denotan ninguna relación ordinal, secuencial o de prioridad, sino que simplemente se usan para distinguir más claramente un paso, elemento, o conjunto de elementos de otro, a menos que se especifique lo contrario.

Como se usa en el presente documento, el término "energizable" se refiere a un dispositivo o conjunto de componentes que realizan una función indicada al recibir energía y, opcionalmente, al recibir una señal habilitadora.

5 En el contexto de la presente divulgación, los términos "espectador", "operador" y "usuario" se consideran equivalentes y se refieren al profesional de la visión u otra persona que ve y manipula una imagen, tal como una imagen dental, en un monitor de visualización. Una "instrucción del operador" o "instrucción del espectador" se obtiene a partir de comandos explícitos ingresados por el espectador, tal como al hacer clic en un botón de una cámara o al usar el mouse de un ordenador o mediante la pantalla táctil o la entrada del teclado.

10 En el contexto de la presente divulgación, la frase "en comunicación de señales" indica que dos o más dispositivos y/o componentes son capaces de comunicarse entre sí a través de señales que viajan por algún tipo de ruta de señal. La comunicación de señales puede ser por cable o inalámbrica. Las señales pueden ser de comunicación, potencia, datos o energía. Las rutas de señal pueden incluir conexiones físicas, eléctricas, magnéticas, electromagnéticas, ópticas, cableadas y/o inalámbricas entre el primer dispositivo y/o componente y el segundo dispositivo y/o componente. Las rutas de señal también pueden incluir dispositivos y/o componentes adicionales entre el primer dispositivo y/o componente y el segundo dispositivo y/o componente.

15 El término "sujeto" se refiere al diente u otra porción de un paciente que está siendo fotografiado y, en términos ópticos, puede considerarse equivalente al "objeto" del sistema de formación de imagen correspondiente.

En la presente divulgación, el término "detector" se refiere al elemento que se coloca en la boca del paciente, recibe la radiación y proporciona el contenido de la imagen. Se trata de un detector digital que proporciona los datos de la imagen de rayos X directamente a un sistema de formación de imágenes.

20 En el contexto de la presente divulgación, los términos "píxel" y "vóxel" pueden utilizarse 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 individual de datos de imagen digital se denomina voxel para imágenes de volumen tridimensionales y píxel para imágenes bidimensionales. Las imágenes de volumen, como las de los aparatos de TC o CBCT, se forman obteniendo múltiples imágenes 2D de píxeles, tomadas en diferentes
25 ángulos relativos, y combinando después los datos de las imágenes para formar los correspondientes vóxeles 3D. A efectos de la presente descripción, los términos vóxel y píxel pueden considerarse equivalentes y describen un dato elemental de la imagen que puede tener un rango de valores numéricos. Los vóxeles y los píxeles tienen atributos tanto de localización espacial como de valor de código de datos de imagen.

Los planos pueden considerarse "paralelos" si son paralelos con un máximo de 12 grados en cualquier dirección.

30 Aunque se describe particularmente con respecto a imágenes de tomosíntesis, una realización de la presente divulgación también se puede utilizar con otros tipos de aparatos de formación de imágenes de volumen, tal como con un sistema de formación de imágenes de tomografía computarizada (TC) que genera un mayor número de imágenes de proyección 2D utilizadas para la reconstrucción del volumen 3D, tal como un aparato de formación de imágenes CBCT, por ejemplo.

35 La FIG. 1 es un diagrama esquemático que muestra los componentes de un ejemplo de aparato 100 de formación de imágenes de tomosíntesis en el consultorio, de acuerdo con ciertos ejemplos de procedimientos y/o aparatos de la presente divulgación. Una fuente 10 de rayos X dirige energía radiante a través de un diente 14 sujeto u otra característica hacia un detector 20 intraoral, en cada una de una pluralidad de relaciones posicionales de la fuente de rayos X en relación con el detector. Cada relación posicional puede considerarse como un emparejamiento de las
40 respectivas coordenadas espaciales de la fuente y el detector. Un colimador 16 condiciona la extensión angular de la radiación de la fuente 10 para que la exposición se limite al interior de la región de interés. Un aparato 70 de alineación detecta y opcionalmente controla la alineación del campo de radiación desde la fuente 10 y a través del colimador 16 para proporcionar radiación sobre la región de interés. El detector 20 intraoral está en comunicación de señal con un procesador 26 lógico de control que adquiere y procesa el contenido de la imagen para proporcionar una imagen de tomosíntesis en una pantalla 28. La formación de imágenes de tomosíntesis requieren un ángulo relativo cambiante o, más generalmente, una relación posicional de la fuente 10 con el detector 20, como se describe con más detalle en el presente documento. El procesador 26 lógico de control proporciona el control necesario para la adquisición de imágenes de tomosíntesis.

50 La formación de imágenes de tomosíntesis requieren que los componentes mostrados en la FIG. 1 adquieran dos o más imágenes de proyección 2D de la región de interés, tales como imágenes de uno o más dientes adyacentes, por ejemplo. El contenido de la imagen generada incluye cierta cantidad de información de contorno y profundidad, pero no los datos de volumen de imagen 3D geoméricamente más completos obtenidos mediante tomografía, tal como los de los sistemas CBCT.

55 Los datos de tomosíntesis proporcionan una medida de la información de profundidad sin contenido de imagen de volumen completo. La tomosíntesis permite generar cortes en el objeto de la imagen, en los que los cortes se encuentran a diferentes profundidades.

Adquisición de imágenes de reflectancia

Un aparato 96 de formación de imagen de reflectancia opcional también puede proporcionarse como parte de algunos ejemplos de procedimientos y/o aparatos de formación de imagen oral en el consultorio, tal como para proporcionar información de posicionamiento más precisa para el detector 20 colocado dentro de la boca del paciente. El aparato 96 de formación de imágenes puede proporcionar formación de imágenes de contorno, por ejemplo, mediante la proyección de un patrón de luz estructurada sobre la característica intraoral de interés. A continuación, se procesa la información de los contornos para generar una malla 3D que muestre las características de la superficie. Para ello, la cámara de formación de imagen de reflectancia sirve de escáner óptico. Alternativamente, el aparato 96 de formación de imágenes puede ser una cámara 2D para obtener una o más imágenes monocromáticas o en color de y alrededor de la región de interés.

5
10
15

La formación de imágenes de reflectancia puede utilizarse, por ejemplo, para determinar el tamaño y/o la orientación de la cabeza. Las imágenes de reflectancia adquiridas también pueden servir de ayuda para detectar el movimiento del paciente durante la tomosíntesis y/o la adquisición de otras imágenes radiológicas. Una imagen de cámara de formación de imagen de contorno, tal como la proporcionada por un escáner intraoral CS3600 de Carestream Dental LLC, puede proporcionar más información que las imágenes de reflectancia 2D para guiar y/o corregir el procesamiento de reconstrucción de volumen utilizado en la tomosíntesis y para la detección de movimiento durante el examen de tomosíntesis.

Un aparato 98 de formación de imágenes por ultrasonido opcional puede proveerse de manera similar como un sistema de soporte para el aparato 100 de formación de imágenes orales en la silla.

20

De acuerdo con un ejemplo alternativo de realización de acuerdo con la aplicación, un aparato de escaneo de toda la boca funciona conjuntamente con el sistema de formación de imágenes radiográficas. Esto permite la adquisición simultánea de imágenes radiográficas y de reflectancia, por ejemplo, que pueden ser útiles para el posterior procesamiento de reconstrucción. El contenido de las imágenes de reflectancia y tomosíntesis puede fusionarse para mostrar cierta información de profundidad con referencia a información de contorno de superficie de gran precisión.

25
30

Los tipos de aparatos de formación de imágenes que adquieren contenido de imágenes resueltas en profundidad, tal como la tomografía de coherencia óptica (OCT) y los sistemas de formación de imágenes por ultrasonidos, obtienen de las señales de reflectancia capturadas no sólo información del contorno de la superficie, sino que también proporcionan potencialmente cierta cantidad de información adicional para la caracterización del tejido y las características detectadas, hasta cierta profundidad por debajo de la superficie. Este tipo de contenido de imagen resuelto en profundidad puede ser una ayuda más útil para respaldar y validar el posicionamiento de las adquisiciones de tomosíntesis, así como para ayudar a identificar e informar o compensar el movimiento detectado del paciente durante la sesión de obtención de imágenes. Los aparatos de formación de imágenes con resolución de profundidad pueden obtener información de apoyo sobre las características que se encuentran justo debajo de la superficie, por ejemplo, que puede ser más útil para la orientación y verificación del posicionamiento que la que se obtiene cuando sólo se utiliza el contenido de la formación de imágenes del contorno de la superficie.

35 Fuente de radiación

De acuerdo con ejemplos de procedimientos y/o aparatos de la presente divulgación, la fuente 10 de rayos X es un emisor de campo tipo Spindt (incluyendo emisores de campo basados en nanotubos de carbono), que proporciona energía radiante desde un número de fuentes de rayos X distribuidas. Las fuentes de rayos X pueden ser, por ejemplo, una matriz distribuida de emisores de campo de tipo Spindt, que pueden estar dispuestos periféricamente alrededor de una fuente termoiónica central. Las fuentes de rayos X están estacionarias o relativamente fijas en su posición con respecto a las demás dentro de la matriz; la matriz en sí se mueve como una sola unidad. Este tipo de fuente de rayos X puede encenderse y apagarse rápidamente en microsegundos.

45

Otras fuentes de rayos X adecuadas pueden incluir fuentes termoiónicas fluoro-capaces convencionales pulsadas emparejadas en una matriz, donde las fuentes están separadas espacialmente. Estas opciones proporcionan una fluencia de rayos X suficiente con tiempos de exposición cortos y permiten simultáneamente secuencias de exposición sin sobrecalentamiento.

50

Una fuente de rayos X basada en un emisor de campo tipo Spindt tiene uno o más cátodos dentro de una cámara de vacío, en la que cada cátodo está formado por un gran número de emisores de campo tipo Spindt individuales que, dada la corriente de excitación, proporcionan electrones que luego son acelerados hacia uno o más ánodos en la cámara.

Alternativamente, la fuente de rayos X puede ser una fuente termoiónica más convencional, acoplada con un aparato de transporte que proporciona la energía necesaria para mover la fuente de rayos X a lo largo de una trayectoria lineal o no lineal (por ejemplo, curva) que puede segmentarse o continua para dirigir la radiación hacia el sujeto.

55

De acuerdo con una realización de ejemplo de acuerdo con la aplicación, la misma fuente de rayos X puede utilizarse en cualquiera de un conjunto de modos para radiografía convencional o imagen 3D. Así, el mismo aparato de formación de imágenes por radiación puede utilizarse para adquirir imágenes radiográficas de disparo único, o para adquirir y procesar imágenes de proyección para tomografía, incluyendo CBCT, tomosíntesis, o para formación de imágenes de fluoroscopia o radioscopia, como se describe con más detalle en el presente documento.

Generador

El generador de radiación que forma parte de la fuente de rayos X puede proporcionar un funcionamiento pulsado o continuo. El generador puede proporcionar un solo pulso o una serie de pulsos, con anchuras de pulso variadas a fin de proporcionar condiciones de exposición adecuadas para características particulares.

5 Detector de formación de imágenes

El detector de imágenes en ejemplos de procedimientos y/o aparatos es un pequeño detector de radiografía digital (RD) intraoral que adquiere datos de imagen a una velocidad suficiente para formación de imágenes de tomosíntesis. El detector de formación de imágenes puede tener cualquier forma adecuada y puede ser rígido o flexible.

10 La comunicación de señales con el detector de formación de imágenes puede ser por cable o inalámbrica. El detector de imágenes puede recibir alimentación de un cable o disponer de una batería recargable a bordo.

Para cumplir los requisitos de la adquisición de imágenes por tomosíntesis, el detector intraoral tiene un tiempo de respuesta rápido, con una velocidad de adquisición de imágenes suficiente para la adquisición por tomosíntesis, adquiriendo al menos aproximadamente 2 fotogramas por segundo (fps), al menos 5 fps, o al menos 10 fps.

15 Como se indicó anteriormente en la sección de antecedentes, tanto la alineación fuente-detector como los datos de calibración geométrica para la posición de la fuente con respecto al detector se utilizan para adquirir y procesar las imágenes de proyección 2D obtenidas por el aparato de formación de imágenes de tomosíntesis. A continuación, se describen varias soluciones al problema de la alineación, así como aparatos y procedimientos para obtener los datos de calibración geométrica que se utilizan para realizar tomosíntesis o reconstrucciones tomográficas precisas.

20 Algunas realizaciones particulares de la presente divulgación abordan el problema de la calibración geométrica utilizando las capacidades de detección espectral del aparato 100 de formación de imágenes de tomosíntesis. Para ello, se utilizan las características espectrales del aparato de formación de imágenes de tomosíntesis, que se describen con más detalle a continuación.

25 Un aspecto de la formación de imágenes de tomosíntesis que puede utilizarse para obtener información espectral en el contenido de la imagen adquirida está relacionado con los detectores de rayos X de recuento de fotones. Algunas de las ventajas de la detección por recuento de fotones para la formación de imágenes en comparación con los detectores convencionales que emplean la detección por integración de energía incluyen: (i) reducción del ruido eléctrico y mejora de la relación señal-ruido; y (ii) mejora del contraste de la imagen, tal como el ajuste de los factores de ponderación para imágenes adquiridas con agrupación de energía. De este modo, la tomosíntesis con recuento de fotones puede proporcionar una mayor precisión diagnóstica. Las realizaciones de la presente divulgación pueden
30 aprovechar aún más el recuento de fotones para adquirir información espectral relacionada con la calibración geométrica.

En el recuento de fotones, cada fotón entrante genera una carga, y cada evento de carga se registra. El recuento real de fotones, o un valor calculado correspondientemente 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
35 intensidad del pulso supere los niveles de ruido de fondo.

La FIG. 2A muestra la secuencia de recuento de fotones de forma esquemática. Un fotón entrante genera un impulso 180 a un nivel de energía dado, correspondiente a su frecuencia (o, inversamente correspondiente a su longitud de onda). La energía del impulso 180 se compara con un valor umbral en un comparador 182 y se modela en un conformador 184 de impulsos para formar un impulso 188 con forma. A continuación, un contador 186 registra el evento de impulso y proporciona una salida digital, un valor 190 de recuento de impulsos. Se obtiene un valor 190 de recuento de impulsos independiente para cada elemento de píxel del sensor 170 de formación de imágenes que se utiliza para el detector 20. El valor umbral puede ser ajustable o seleccionable entre una gama de valores, en función de las energías fotónicas de interés. Los detectores de rayos X de recuento de fotones ofrecen un rendimiento adecuado a bajo nivel de señal y, por lo tanto, permiten reducir la dosis de rayos X administrada a un paciente.

45 El detector de recuento de fotones que puede emplearse para el procedimiento de calibración geométrica de la presente divulgación puede ser de dos tipos:

(1) Detección indirecta con recuento de fotones. La detección indirecta tiene una capa de centelleo que recibe la señal de rayos X y genera fotones con niveles de energía correspondientes a la energía espectral de rayos X recibida; y

50 (2) Detección directa con recuento de fotones. La detección directa cuenta con un material semiconductor sensible que convierte la energía de los fotones de rayos X en un flujo de electrones. El nivel de energía corresponde a la energía espectral de los rayos X recibidos.

Otra ventaja del recuento de impulsos se refiere a su capacidad para contar impulsos 180 a múltiples valores umbral, en los que cada valor es indicativo de un rango espectral de energía de rayos X. En referencia al diagrama esquemático

de la FIG. 2B, se muestran dos comparadores 182a y 182b para medir la energía del impulso. En esta configuración particular, un comparador 182a, un conformador 184a de impulsos y un contador 186a proporcionan un valor de recuento 190a para todos los impulsos por encima de un primer umbral de energía; de forma similar, un comparador 182b, un conformador 184b de impulsos y un contador 186b sólo tienen en cuenta los impulsos por encima de un segundo umbral más alto y proporcionan un recuento 190b en consecuencia. Una simple sustracción permite identificar los distintos niveles de potencia alcanzados por cada pulso. Se puede apreciar que se pueden medir más de dos niveles de umbral, utilizando una disposición correspondiente de circuitos comparadores, permitiendo el recuento de impulsos en cualquiera de un número de valores de umbral. Además, los umbrales pueden ser seleccionables, como ajustables para ajustar la respuesta del sensor 170 de formación de imágenes a diversos niveles de energía de fotones. Así, por ejemplo, un operador puede utilizar un conjunto de umbrales preestablecidos para diferenciar el tejido más blando del más denso en la imagen finalmente generada.

Además de establecer umbrales mínimos o mínimos (por ejemplo, para la reducción de ruido), las realizaciones de la presente divulgación que utilizan imágenes de rayos X multiespectrales también pueden proporcionar la opción de utilizar umbrales superiores o máximos adicionales para la energía de fotones. Esta capacidad de umbral superior puede utilizarse para diversas funciones, incluyendo la reducción de la generación de señales de ruido excesivas, tal como las procedentes de artefactos metálicos o de rayos X que atraviesan directamente el material de detección directa.

La capacidad de contar fotones en diferentes umbrales de energía, como se describe con referencia a la FIG. 2B, permite al detector intraoral diferenciar entre los niveles de energía obtenidos de la irradiación del sujeto a diferentes longitudes de onda de rayos X y proporciona una dimensión añadida a los datos de imagen que se proporcionan como resultado de cada exposición. Esta capacidad, descrita como imagen de rayos X multiespectral o "en color", permite obtener información sobre la composición material de un píxel sujeto. Como es bien sabido, dos materiales A y B pueden tener coeficientes de atenuación μ diferentes que varían con el nivel de energía de la radiación, la exposición E. A una exposición dada, el material A atenúa un fotón con una energía que corresponde al material A. Del mismo modo, la radiación que incide sobre el material B atenúa un fotón a un nivel que corresponde al material B. Cuando los fotones de estos diferentes valores de energía pueden diferenciarse entre sí, es posible identificar uno o ambos materiales en el mismo píxel o elemento de imagen voxel de la imagen obtenida. Este mismo comportamiento básico en respuesta a la radiación también permite cierto grado de capacidad para diferenciar tipos de tejidos. Las diferentes características de absorción lineal permiten diferenciar entre diversos tipos de tejido, tal como la capacidad de distinguir entre tipos de hueso.

Los rayos X en color que utilizan detectores de recuento de fotones proporcionan imágenes de rayos X en color de bajo coste y baja dosis. El uso de imágenes de rayos X multiespectrales o "en color" puede tener una serie de ventajas potenciales de valor para la formación de imágenes intraorales. Entre ellas se encuentran la minimización de los artefactos metálicos, la reconstrucción separada de tejidos blandos y duros, algoritmos de segmentación más eficaces para las características de dientes y huesos, la mejora de la detección de patologías como el cáncer y otras enfermedades, y la detección de materiales traza o agentes de contraste.

Entre las técnicas que pueden utilizarse para proporcionar una resolución ajustable y aumentar la velocidad de adquisición se encuentra el agrupamiento de detectores, descrito con más detalle en el presente documento. El agrupamiento agrupa entre sí conjuntos uniformes de elementos adyacentes del sensor para proporcionar un único valor promedio del área individual de cada conjunto de píxeles.

Alineación fuente / detector

La alineación del detector puede ser difícil para la radiografía dental o intraoral. La posición del detector está dentro de la boca del paciente y no es visible para el técnico. En su lugar, el técnico suele colocar el detector en algún tipo de soporte y, a continuación, inserta el soporte en la boca. El soporte puede tener una placa de mordida u otro tipo de miembro de soporte que ayude a colocar el detector adecuadamente. Como es bien sabido, los soportes de este tipo pueden resultar engorrosos e incómodos para el paciente. Los soportes y otros dispositivos de posicionamiento no son a prueba de errores, y los errores de posicionamiento con estos dispositivos pueden hacer que las imágenes obtenidas no sean adecuadas para el diagnóstico. Los detectores mal alineados pueden ser la causa de problemas tales como cortes de cono, ausencia de ápices y errores de alargamiento y angulación o paralaje relacionados, por ejemplo. Estos problemas de alineación pueden dar lugar a la necesidad de volver a tomar imágenes adicionales para obtener una imagen aceptable. Las repeticiones no son deseables debido a la exposición adicional del paciente a la radiación de rayos X y a la incomodidad prolongada del paciente con el detector o sensor en la boca.

Las fuentes de rayos X convencionales han incluido indicadores de puntería que ayudan al técnico a ajustar la posición y el ángulo de la fuente de rayos X. A menudo, estos indicadores de puntería utilizan luz visible para trazar un contorno que ayuda a centrar el haz de radiación. Funcionan bien cuando se puede ver el detector de radiación, pero se quedan cortos cuando el detector no es visible, tal como en el caso de la formación de imágenes intraorales. El técnico debe adivinar o estimar tanto la posición del sensor intraoral como el ángulo de incidencia de los rayos X en el sensor.

El esquema simplificado de las FIGS. 3A y 3B muestran cómo puede producirse una desalineación entre una fuente 10 de rayos X y un detector 20. En estos ejemplos, la fuente 10 de rayos X proporciona índices 12 de puntería de luz

visible utilizados para centrar la puntería. Cuando se consigue la alineación correcta, mostrada en el ejemplo (a), el detector 20 está centrado, como se muestra dentro de los índices 12 de puntería. El objetivo es incorrecto en los ejemplos (b) y (d).

5 Para obtener los mejores resultados de imagen, también es necesaria una alineación adecuada con respecto al ángulo, o angulación. La radiación incidente de la fuente 10 de rayos X es preferiblemente ortogonal al detector 20, como se muestra en el ejemplo (a). Línea N en FIG. 3A, 3B indica una línea normal, u ortogonal, a la superficie del detector 20. Los ejemplos (c) y (d) muestran una alineación angular incorrecta. En el ejemplo (c), la puntería o el centrado son correctos, pero la angulación o el cabeceo son incorrectos. En el ejemplo (d), tanto la puntería (centrado) como la angulación (cabeceo) son incorrectas. En el ejemplo (e), el detector 20 se gira en el plano (rollo).

10 Es instructivo notar que los ejemplos esquemáticos de las FIGS. 3A y 3B suponen un posicionamiento ortogonal de la fuente 10 de rayos X con respecto al detector 20. En algunas realizaciones, puede utilizarse una orientación oblicua.

La alineación y el posicionamiento son particularmente importantes para aplicaciones de imágenes de volumen en las que las imágenes tomadas en diferentes ángulos deben combinarse de alguna manera para formar datos de imágenes de volumen.

15 En tomosíntesis, el movimiento relativo entre la fuente y el detector introduce más complejidad en el problema de alineación. Generalmente es más favorable para el procesamiento de reconstrucción tener la línea o arco de movimiento dispuesto de tal manera que la posición espacial de la fuente esté dentro del mismo plano relativo a la superficie del detector, o equidistante de la superficie, de tal manera que el movimiento se alinee con las posiciones de los píxeles en la superficie del detector para cada imagen de proyección adquirida.

20 Con el fin de comprender mejor las partes y el funcionamiento del aparato de la presente divulgación, es útil mostrar cómo la alineación adecuada puede ser detectada por un sistema de formación de imágenes. En referencia al diagrama esquemático de bloques de la FIG. 4, se muestra un aparato 22 de formación de imágenes intraorales que detecta la alineación del detector 20 de formación de imágenes con la fuente 10 de rayos X.

25 En la FIG. 4 disposición, el detector 20 se coloca en una posición del detector que es adyacente a un diente 14, dentro de una mejilla 18 del paciente. Incorporados como parte del detector 20 hay una serie de elementos 30 detectables, que se muestran como emisores de señales electromagnéticas, tales como emisores de radiofrecuencia (RF). Los elementos 30 detectables suelen estar separados entre sí para proporcionar información de triangulación. Un sensor 24, a su vez alineado y acoplado posicionalmente con la fuente 10 de rayos X, detecta la presencia del elemento 30 detectable de alguna manera, tal como por ejemplo detectando las señales de radiofrecuencia emitidas. Los procedimientos para energizar y detectar emisores de RF, como los pequeños emisores utilizados en las etiquetas RFID, por ejemplo, son bien conocidos por aquellos en las técnica de detección de señales. Un procesador 26 lógico de control, en comunicación de señales con uno o más sensores 24, emplea cálculos trigonométricos convencionales basados en las señales recibidas de, u otras características detectables de, los elementos 30 detectables y la posición conocida del sensor 24 con relación a la fuente 10 de rayos X. Esto se realiza para determinar la correspondiente alineación posicional y angular del detector 20 en la boca del paciente en relación con la fuente 10 de rayos X. Una pantalla 28 de consola de operador, un monitor de pantalla de ordenador, indica entonces la información de alineación para el operador y puede recomendar los ajustes necesarios. Los sensores 24 son energizables para recibir señales electromagnéticas de una o más frecuencias predeterminadas.

40 Ciertos ejemplos de procedimientos y/o aparatos de la presente divulgación mejoran el sistema básico de la FIG. 4 proporcionando información de alineación al técnico donde pueda utilizarse más fácilmente, en particular cuando esta información sea necesaria para obtener las imágenes individuales utilizadas para formar una imagen de volumen. Los aparatos de alineación de ejemplo de la presente invención pueden proyectar una imagen sobre la mejilla u otra porción del paciente dental como guía para la alineación adecuada del tubo de rayos X con respecto a la posición y el ángulo del detector. Refiriéndose a una realización de un aparato 36 de formación de imágenes en la FIG. 5, el procesador 26 lógico de control obtiene la información de alineación de manera similar a la descrita en la FIG. 4. Además, como se muestra en la FIG. 5, el procesador 26 lógico de control también puede estar en comunicación de señal de datos de imagen con un proyector 40 para proyectar una imagen sobre la mejilla 18, los labios o la cara del paciente.

50 La vista en perspectiva de la FIG. 6A muestra, en forma esquemática, cómo puede utilizarse la triangulación para indicar la posición y el ángulo del detector 20 con el fin de determinar el desplazamiento de alineación en una realización. Los sensores 24a y 24b, transceptores RF en una realización, están en una posición conocida relativa a la fuente 10 de rayos X, tal como montados cerca de la fuente de rayos X en el tubo de rayos X, por ejemplo. Los emisores de señales u otro tipo de elementos 30 detectables se disponen típicamente en pares, colocados en las esquinas del detector 20. Cada elemento 30 detectable tiene una característica detectable que puede ser detectada por los sensores 24a y 24b. En una realización, cada elemento 30 detectable es un dispositivo de RF que genera un campo electromagnético, tal como en respuesta a una señal transmitida desde su correspondiente receptor de señal, los sensores 24a o 24b. La fase, intensidad u otra característica del campo electromagnético emitido se mide en los sensores 24a y 24b correspondientes, y se utiliza para determinar la distancia relativa entre los componentes emisor y receptor. Para la realización de detección de RF de la FIG. 6A, por ejemplo, cuando las señales de cada par de

emisores, que actúan como elementos 30 detectables, están en fase, se ha logrado una buena alineación. Un estado desfasado indica una mala alineación y puede indicar la dirección necesaria para el ajuste. Los sensores 24a y 24b están en comunicación de señal con el procesador 26 lógico de control.

5 De manera similar, la intensidad relativa de la señal podría utilizarse alternativamente para indicar la posición y el ángulo del detector 20 con respecto a la fuente de rayos X para determinar el desplazamiento de alineación. Utilizando este enfoque en una realización RF, el emisor de señal más cercano que actúa como elemento 30 detectable tiene, correspondientemente, la señal de intensidad más fuerte en el sensor 24a o 24b. Cuando la disposición de FIG. 6A, las señales de igual intensidad emitidas por los cuatro emisores u otro tipo de elemento 30 detectable indican una buena alineación. Cuando las intensidades de las señales varían, el patrón de su variación puede utilizarse para indicar 10 qué ajustes son necesarios. Por ejemplo, la publicación de solicitud de patente de EE. UU. No. 2009/0060145, titulada "Positioning Adjustment of a Mobile Radiology Facility", de Tranchant y otros, describe un sistema de detección de posición que utiliza triangulación y detección de múltiples señales emitidas para calcular el posicionamiento de alineación. Se puede apreciar que cualquiera de un número de configuraciones diferentes se puede utilizar para determinar la alineación adecuada utilizando uno o más sensores 24 y elementos 30 detectables, como es bien conocido por los expertos en las técnicas de procesamiento de señales y detección de posición. 15

En una realización alternativa, mostrada en la FIG. 6B, la disposición emisor-detector mostrada en la FIG. 6A se invierte, de modo que uno o más emisores que proporcionan uno o más elementos 30 detectables se acoplan mecánicamente a la fuente 10 de rayos X y dos o más sensores 24 se acoplan al detector 20. En la realización mostrada en la FIG. 6B, por ejemplo, el elemento 30 detectable, mostrado en trazo discontinuo, es una bobina que genera un campo electromagnético que es detectado por los sensores 24. Los sensores 24 están en comunicación de 20 señal con el procesador 26 lógico de control, ya sea a través de una conexión directa (por ejemplo, por cable) o indirecta (por ejemplo, inalámbrica).

Mecanismos alternativos de alineación

25 En una realización de ejemplo, un escáner intraoral u otro sensor de formación de imágenes de reflectancia puede utilizarse como ayuda para la alineación de la fuente con el detector. Los datos de escaneo óptico obtenidos a partir de una imagen de contorno o una imagen de reflectancia convencional pueden analizarse como un tipo de exploración de "exploración" para determinar la trayectoria deseada para el escaneo de tomosíntesis.

En otro ejemplo de realización, las imágenes por ultrasonidos también pueden utilizarse como ayuda de alineación para el posicionamiento de la fuente. Los ultrasonidos pueden ser especialmente útiles por su capacidad para obtener 30 imágenes de las estructuras de los tejidos blandos dentro de la anatomía.

Cabe señalar que la alineación de la fuente de CNT puede ajustarse para controlar la trayectoria del cambio posicional relativo de la fuente de radiación para cada imagen subsiguiente.

Un ejemplo de procedimiento y/o realización de aparato de acuerdo con la presente aplicación proporciona funciones de autoenfoco y alineación utilizando una disposición de marcadores incrustados dentro de un soporte que se utiliza para posicionar el sensor intraoral. La FIG. 6C muestra un soporte 72 para un marco 78 que tiene una disposición de marcadores 74 radiopacos alrededor de una abertura 76 central que orienta la fuente 10 de rayos X (no mostrada en la FIG. 6C). Las FIGS. 6D y 6E muestran cómo aparecen los marcadores 74 en la imagen adquirida, a lo largo de los bordes de los rasgos intraorales fotografiados. El uso de los marcadores de alineación permite al procesamiento de 35 imágenes correlacionar las posiciones de las imágenes adquiridas sucesivamente y registrar con precisión las imágenes de proyección entre sí para su posterior reconstrucción. 40

Se puede observar que soluciones como las mostradas en las FIGS. 6A-6C pueden utilizarse para la alineación en cualquier número de disposiciones fuente-detector, como se describe con más detalle en el presente documento.

Proyección del contorno sobre el paciente u otra información de alineación

45 Refiriéndose a las vistas en perspectiva de las FIGS. 7A y 7B, se muestra la ventaja añadida de las realizaciones de ejemplo de la presente invención que proporcionan una proyección de imagen opcional. El proyector 40, acoplado posicionalmente a la fuente 10 de rayos X, tal como montado en posición hacia el extremo del tubo de rayos X o en alguna otra porción del sistema de rayos X, por ejemplo, proyecta una imagen bidimensional sobre la mejilla del paciente para indicar una posición 42 del detector 20 oculto (mostrado en contorno punteado) y, a menos que ya esté provisto por la fuente 10 de rayos X, también para indicar los índices 12 de puntería de la fuente de rayos X. La FIG. 50 7A muestra un ejemplo en el que la alineación de puntería es incorrecta, ya que la posición 42 no está alineada con los índices 12 de puntería. La FIG. 7B muestra un ejemplo en el que la alineación de puntería es correcta, con la posición 42 centrada entre los índices 12 de puntería.

El proyector 40 puede ser cualquiera de una serie de tipos de proyectores de formación de imágenes que pueden montarse en la fuente 10 de rayos X. En una realización, el proyector 40 es un picoprojector, como un Pico Projector Display de Microvision Inc., Redmond, WA, EE. UU., por ejemplo. Este tipo de dispositivos son ventajosos por varias razones, tal como su pequeño tamaño, su bajo peso y sus reducidos requisitos energéticos. Estos picoprojectores, utilizados en teléfonos móviles y otros dispositivos electrónicos muy portátiles, escanean uno o más láseres de baja 55

potencia sobre una superficie de visualización. El picoprojector requiere un mínimo de componentes ópticos para proyectar a distintas distancias. El propio láser se enciende y apaga rápidamente según sea necesario, de modo que sólo se consume energía para los píxeles de la imagen que se proyectan. Esto permite que el picoprojector funcione a bajos niveles de potencia, de modo que la energía de la batería podría utilizarse para el proyector 40. Otras realizaciones utilizan otros tipos de proyectores electrónicos de formación de imágenes, tal como los que emplean una matriz digital de microespejos, tal como el procesador digital de luz (DLP) de Texas Instruments, Inc.; una matriz de válvulas de luz de rejilla microelectromecánicas, tal como el dispositivo Grating Light Valve (GLV) de Silicon Light Machines, Inc. o un dispositivo de cristal líquido (LCD), incluido un dispositivo de cristal líquido sobre silicio (LCOS).

Cuando se utilizan láseres como fuentes de iluminación en el proyector 40, pueden tomarse medidas adicionales para minimizar la incidencia de la luz láser coherente en los ojos del paciente o del profesional. Se pueden utilizar láseres de muy baja potencia, tales como los láseres de estado sólido, con velocidades de barrido que proporcionan sólo una cantidad muy pequeña de intensidad luminosa en cualquier punto. Se puede proporcionar un elemento difusor en la trayectoria de la luz, por ejemplo, para proporcionar cierta dispersión de la luz láser, reduciendo la intensidad con poco o ningún efecto en la calidad o utilidad de la imagen proyectada. También podrían utilizarse diodos emisores de luz (LED) u otras fuentes de iluminación de estado sólido de bajo consumo, tal como los dispositivos LED orgánicos (OLED).

La imagen que es proyectada por el proyector 40 (FIGS. 7A y 7B) puede tener un contenido de imagen que es cualquiera de una serie de formas y puede incluir tanto el índice 12 de puntería para la fuente de rayos X y el indicador de posición 42 para el detector 20. Alternativamente, cuando los índices 12 de puntería ya son proporcionados por el sistema de rayos X, el proyector 40 puede proporcionar únicamente una proyección que muestre la posición 42. Dado que el proyector 40 emplea un dispositivo de formación de imágenes bidimensionales, la imagen mostrada puede tener múltiples partes y puede incluir campos de texto adicionales, marcadores de dirección y otros elementos. La posición 42 puede mostrarse en forma de esquema, como se muestra en las FIGS. 7A y 7B, o pueden representarse de otra forma. En una realización de ejemplo, el valor del desplazamiento angular del detector 20 se indica en la mejilla del paciente como un mensaje numérico visualizado. Alternativamente, la animación u otras capacidades del proyector 40 podrían utilizarse para proporcionar, como contenido de imagen, información adicional de posición y ángulo.

El color puede utilizarse para ayudar a indicar la cantidad relativa de desplazamiento de alineación de diversas maneras. Por ejemplo, incluso con el contorno del detector 20 proyectado sobre la superficie de la mejilla, puede ser difícil para el técnico saber cómo ajustar la alineación angular. La visualización del índice 12 y de la posición 42 en diferentes colores puede ayudar a guiar al técnico en el ajuste del ángulo del tubo de rayos X hasta que tanto el índice 12 de puntería como la posición 42 se visualicen en el mismo color, por ejemplo. El parpadeo de la pantalla o de diferentes porciones de los elementos visualizados también puede ayudar a indicar y guiar los ajustes de alineación. Se puede proporcionar un pitido audible para indicar una alineación aceptable o inaceptable. Los indicadores fijos, tales como flechas o símbolos de objetivos, pueden proyectarse como contenido de imagen en la mejilla del paciente. Se puede proporcionar animación para guiar el ajuste.

En un ejemplo de realización, la imagen proyectada desde el proyector 40 (FIG. 7B) indica al técnico cómo reorientar la fuente 10 de rayos X o cómo ajustar la posición del sillón de tratamiento para preparar la siguiente imagen de la secuencia. Se pueden utilizar colores proyectados, patrones, texto alfanumérico, animación, parpadeo o intermitencia u otros mecanismos para guiar el ajuste de la posición entre capturas de imagen.

Se proporciona un aparato de soporte de la cabeza del paciente para estabilizar la posición de la cabeza durante el ciclo de adquisición de imágenes de tomosíntesis. Debe tenerse en cuenta que cualquier tipo de reposacabezas u otro mecanismo de soporte no puede ser metálico ni de otro material altamente radiopaco. El aparato de apoyo de la cabeza del paciente puede tener forma de dona, ser extensible o inflable, por ejemplo.

Colimación

Para algunos ejemplos de procedimientos y/o aparatos, la colimación es necesaria para restringir el campo de radiación a la región de interés (ROI) dentro de la boca del paciente.

Un aspecto beneficioso de la colimación se relaciona con la eliminación o reducción del corte cónico, en el cual el exceso de radiación de los rayos X proyectados incide en áreas fuera de la región de interés.

Una dificultad con los arreglos de fuentes distribuidas como los arreglos de CNT se relaciona con la necesidad de una colimación apropiada de la radiación. Entre sus funciones, la colimación controla la dispersión de la energía de radiación, de modo que ésta se dirija adecuadamente a la anatomía de interés y que el campo de radiación no se extienda más allá de los bordes exteriores del receptor de formación de imágenes. La colimación también ayuda a reducir la dispersión. Con CNT y otros tipos de pequeñas fuentes de rayos X en un conjunto, la colimación presenta retos particulares. Una serie de problemas están relacionados con las restricciones dimensionales. Dado que la separación entre las fuentes de rayos X suele ser pequeña, puede resultar difícil aislar eficazmente la energía de radiación de cualquier fuente individual; puede producirse diafonía, lo que dificulta la definición clara de los bordes del campo de radiación. Otra complejidad está relacionada con la identificación del campo de radiación para la obtención de imágenes de cada fuente. Con las fuentes de radiografía convencionales, el problema se resuelve fácilmente: se

puede utilizar una fuente de luz acoplada a la fuente de radiografía para perfilar o resaltar de otro modo el campo de radiación, utilizando los propios bordes del colimador para perfilar la extensión del campo de radiación. Sin embargo, puede resultar poco práctico o imposible proporcionar la correspondiente disposición de doble uso utilizando las aberturas colimadoras previstas para CNT y otros tipos de fuentes de matriz distribuida.

5 La vista esquemática simplificada de la FIG. 8A muestra algunas de las consideraciones y relaciones geométricas que se relacionan con la colimación de rayos X para una única fuente 210 de rayos X en general y establece algunas definiciones útiles en la descripción posterior de la colimación para un conjunto de fuentes de rayos X. La fuente 210 de rayos X se idealiza como una fuente puntual, en una primera aproximación. La energía radiante de la fuente 210 se dirige a lo largo de una trayectoria de radiación que se extiende a través de una primera abertura 122 que está típicamente muy cerca de la fuente 210 y puede incluso ser opcional en algunas condiciones para fuentes de rayos X muy pequeñas. A continuación, la energía radiante continúa a lo largo de la trayectoria de radiación a través de una segunda abertura 124 que da forma a un campo 130 de rayos X en un detector 20. La forma y las dimensiones de la trayectoria de radiación que determinan la relación de aspecto del campo 130 de rayos X se determinan entonces mediante las restricciones geométricas, como el tamaño y la ubicación de las aberturas 122, 124 con respecto a la fuente 210 y entre sí, y la distancia de la fuente a la imagen (SID). La forma del campo 130 de rayos X suele estar delimitada por las dimensiones del detector 20, pero puede ser más pequeña y tener una forma diferente, dependiendo de la anatomía que se visualice. Hay que señalar que FIG. 8A muestra las relaciones geométricas para una única fuente 210; las realizaciones descritas posteriormente tienen múltiples fuentes 210 de rayos X, cada una con colimación a lo largo de su trayectoria de radiación de forma similar a la mostrada en la FIG. 8A.

20 De acuerdo con un ejemplo de realización de acuerdo con la aplicación mostrada en la FIG. 8B, el conjunto de fuentes 20 puede utilizarse con un ensamblaje 220 de placa colimadora giratoria para formar campos de radiación de diversas formas y relaciones de aspecto dependiendo de las dimensiones de las aberturas 222a, 222b, el ángulo de rotación del ensamblaje 220 de placa colimadora y la disposición de las fuentes 20 correspondientes que se energizan en la secuencia de energización. Así, por ejemplo, con respecto a la FIG. 8B, un ensamblaje 200 de fuente de radiación tiene una forma generalmente cuadrada con fuentes 20 distribuidas a lo largo de los lados del cuadrado. El ensamblaje 220 de placa colimadora de la FIG. 8B tiene aberturas 222a y 222b de más de una relación de aspecto. Un conjunto de aberturas 222a es cuadrado; las otras aberturas 222b son rectangulares. Girando el ensamblaje 220 de placa colimadora a diferentes posiciones y energizando las correspondientes fuentes 20 de apertura para la forma de campo de radiación dada, las fuentes 20 pueden utilizarse en secuencia para proporcionar la forma de campo de radiación y el cambio angular necesarios para la tomosíntesis.

35 Las FIGS. 8C y 8D muestran otra disposición alternativa en la que el ensamblaje 220 de placa colimadora es desplazable hacia adelante y hacia atrás en una única dirección, a lo largo de la dirección indicada por una línea L1. En este ejemplo, el ensamblaje 200 de fuente de radiación es un conjunto lineal de fuentes 20. Un conjunto de aberturas 222a cuadradas están dispuestas de manera que un subconjunto de la mitad de las aberturas se alinea a las fuentes 20 con el ensamblaje 200 de placa en una primera posición (FIG. 8C) y el subconjunto con la otra mitad de las aberturas alineadas a las fuentes 20 con el ensamblaje 220 de placa en una segunda posición (FIG. 8D). La FIG. 8E muestra otra disposición, en la que se proporcionan tres tipos diferentes de aberturas, un conjunto de aberturas 222a cuadradas en dos subconjuntos que se colocan de forma similar a los mostrados en las FIGS. 8C y 8D, un conjunto de aberturas 222b rectangulares, y un conjunto de aberturas 222c ovaladas, también utilizadas de manera similar. Las formas de la abertura 222 pueden entremezclarse (no se muestra).

40 Las FIGS. 8F y 8G muestran otra realización alternativa en la que el ensamblaje 220 de placa colimadora tiene una forma generalmente curva o tubular, con aberturas 222a dispuestas para fuentes 20 de rayos X en un ensamblaje 200 de fuente de radiación lineal. En la disposición de la FIG. 8F, el ensamblaje 220 de placa colimadora se mueve de forma lineal para desplazar las aberturas 222a entre los subconjuntos de fuentes 20 de rayos X. En la disposición de la FIG. 8G, el ensamblaje 220 de placa colimadora se gira alrededor del conjunto lineal para desplazar las aberturas 222a entre los subconjuntos de fuentes 20 de rayos X.

45 El ensamblaje 220 de placa colimadora puede estar formado por un par de placas metálicas, espaciadas entre sí para formar las aberturas 122 y 124 (FIG. 8A) y con aberturas 124 dimensionadas y posicionadas para una conformación adecuada del haz. Las aberturas se alinean con las posiciones de la fuente 20 en función del perfil y el ángulo del haz necesarios. Para el control de la colimación, las aberturas 122 de la fuente cercana pueden estar en posiciones fijas, y sólo las aberturas 124 lejanas son ajustables.

Secuencia de exploración para formación de imágenes de tomosíntesis

55 El aparato de alineación que es proporcionado por el aparato sensor de triangulación de las FIGS. 6A o 6B pueden utilizarse para ayudar a capturar una serie de imágenes del mismo diente u otra estructura, tomadas en rápida sucesión y cada una con una relación posicional ligeramente diferente de la fuente de rayos X al detector, para formar una imagen de volumen de profundidad limitada. Como ya se ha indicado en la sección de antecedentes, este tipo de formación de imagen volumétrica puede tener valor diagnóstico y ventajas con respecto a una sola imagen de rayos X, pero sin requerir el gasto y los requisitos de dosis de una formación de imagen CBCT completa. Además, a diferencia de la formación de imágenes CBCT, la imagen de volumen de profundidad limitada de la tomosíntesis puede adquirirse con el paciente sentado en el sillón de tratamiento.

60

Refiriéndose a la FIG. 9A, se muestra, desde una vista superior, un diagrama esquemático de bloques de un patrón de formación de imágenes utilizado para obtener una imagen de volumen de profundidad limitada de un paciente 32 utilizando un número limitado de rayos X procedentes de una única fuente 10 y un detector digital. La fuente 10 de rayos X se utiliza para dirigir la exposición al detector 20 desde una serie de orientaciones angulares, mostradas como ángulos de captura o exposición en la FIG. 9A, a lo largo de una trayectoria no lineal, curva o arqueada A. En cada una de dos o más relaciones posicionales de la fuente de rayos X con el detector, con dos llamadas a modo de ejemplo en los ángulos Q1 y Q2 en la FIG. 9A, la energía de radiación se dirige al detector 20 y los datos de imagen correspondientes del detector digital obtenidos por el procesador 26 lógico de control y almacenados como un componente o imagen 44 de proyección, indexados de acuerdo con la geometría de adquisición relativa para la imagen, tal como por ejemplo por la orientación del ángulo de exposición. De este modo, se obtiene y almacena una imagen 44 componente para cada relación posicional emparejada de la fuente de rayos X con el detector, considerada alternativamente como cada ángulo de exposición. El procesador 26 lógico de control puede entonces generar una imagen de volumen 3D como una imagen compuesta, utilizando los datos combinados de las imágenes 44 de proyección 2D componentes individuales.

Cabe señalar que el patrón trazado por los cambios en la posición relativa del emisor de rayos X con respecto al detector, como se muestra en la vista superior de la FIG. 9A, por ejemplo, puede ser lineal o curva.

Los componentes de detección adicionales y la lógica asociada a los mismos se utilizan para proporcionar información posicional y angular fuente-detector sobre cada imagen que se obtiene. En una realización, por ejemplo, se asignan coordenadas posicionales y angulares fijas a una posición espacial inicial y a una orientación angular relativa de la fuente 10 de rayos X. A continuación, la lógica del sistema registra la posición relativa y el ángulo modificados que corresponden a cada posición de imagen en la serie de imágenes de proyección 2D obtenidas. Estos datos proporcionan la geometría de referencia necesaria para la reconstrucción de la imagen de volumen 3D a partir de una serie de capturas de imagen 2D. Los datos de posición espacial pueden obtenerse de varias maneras, tal como utilizando un sensor 48 angular acoplado a un pórtico u otro aparato de transporte que se utilice para mover la fuente 10 de rayos X, por ejemplo.

Para que las imágenes de volumen de ángulo limitado de la tomosíntesis funcionen correctamente, la orientación angular y la disposición espacial de la fuente 10 de rayos X con respecto al detector 20 deben conocerse para cada imagen de proyección adquirida a lo largo del ciclo de formación de imágenes, de modo que los datos de componentes que se obtengan puedan alinearse y correlacionarse correctamente entre las imágenes de proyección. Para la realización mostrada en la FIG. 9A y en la vista en perspectiva de la FIG. 9B, la cabeza del paciente 32 y la posición espacial del detector 20 (mostrada en trazo discontinuo en la FIG. 9B) se fijan rígidamente en su posición mientras la fuente 10 de rayos X se desplaza orbitalmente de una orientación angular relativa a la siguiente. Puede ser necesario fijar mecánicamente la posición espacial del detector 20 en relación con el sujeto que está siendo fotografiado. Con respecto a las FIGs. 9A y 9B, por ejemplo, uno o más bloques de mordida o un dispositivo de clip pueden ser útiles para fijar rígidamente el detector 20 en una posición dentro de la boca del paciente 32.

La FIG. 10A es un diagrama esquemático que muestra un ejemplo de aparato de formación de imágenes intraorales para la formación de imágenes de tomosíntesis con la fuente 10 de rayos X transportada a lo largo de una pista 132 curva o arqueada. La pista 132 arqueada está curvada para aproximarse a un arco que está sustancialmente centrado en la posición del detector. El detector 20 se mantiene en la boca del paciente, montado en el soporte 72. El soporte 72 proporciona un tipo de aparato de posicionamiento que correlaciona la posición del detector con respecto al colimador. El marco 78, suspendido fuera de la boca, proporciona un dispositivo de puntería y alineación para la fuente 10 de rayos X, así como un soporte para posicionar el colimador 56 secundario. El diagrama esquemático de la FIG. 10B muestra un ejemplo de disposición similar para el aparato 100 utilizando una pista 134 lineal. En la FIG. 10B, la fuente 10 de rayos X pivota en diferentes ángulos a medida que se desplaza a lo largo de la trayectoria lineal, emulando así la traslación de arco radial de la FIG. 10A.

En la FIG. en las realizaciones 10A y 10B, el detector 20 está rígidamente acoplado al marco 78, como se mostró anteriormente en el ejemplo de la FIG. 6C. El soporte 72, actuando como aparato 194 de posicionamiento para correlacionar el posicionamiento del detector y del colimador, fija la posición relativa del detector 20 y del marco 78. Para diferentes tamaños de cabeza de paciente, se pueden utilizar soportes de diferentes tamaños o diferentes ajustes del soporte. Las realizaciones alternativas pueden utilizar diversas disposiciones de sensores y codificadores para proporcionar un aparato de posicionamiento mecánico o sensado para posicionar el detector 20 con respecto al colimador 56 y al marco 78, utilizando señales obtenidas de uno o más dispositivos sensores y codificadores.

La vista superior esquemática de la FIG. 10C muestra un ejemplo de realización del marco 278 que tiene múltiples secciones 280a, 280b, 280c articuladas con un codificador 282 en cada articulación ajustable para informar de los datos de extensión y rotación detectados. Esta disposición proporciona un aparato 194 de posicionamiento que permite cambiar el tamaño para el paciente y proporciona el reposicionamiento del detector 20 con respecto al colimador 56, con datos detectados disponibles para correlacionar las posiciones de los componentes con respecto a una posición de referencia y entre sí. Alternativamente, puede proporcionarse un acelerómetro o un sensor electromagnético, magnético o de radiofrecuencia (RF) y utilizarse como aparato 194 de posicionamiento para correlacionar la posición del detector 20 con el colimador 56 secundario y relacionar estas posiciones con la posición de la fuente de rayos X en cualquier ángulo de adquisición en una secuencia de tomosíntesis.

La FIG. 11A es una vista en perspectiva que muestra una configuración de la fuente 10 de rayos X para la disposición de trayectoria radial mostrada en la FIG. 10A que proporciona un ejemplo de distancia isocéntrica señal-detector (SDD). La fuente 10 de rayos X se desplaza a lo largo de los rieles 146 para seguir la pista 132 curva o arqueada (FIG. 10A), accionado por un transporte 136. La fuente 10 tiene un colimador 150 primario que es parte integral del hardware de la fuente. En el contexto de la presente divulgación, la designación "colimador primario" se aplica a cualquier colimador o colimadores integrados en la fuente de rayos X y no separables de ella. Se proporciona un colimador secundario utilizando el marco 78, como se describe posteriormente. Una cámara 140 acoplada a la guía 144 puede utilizarse para ayudar en la alineación fuente/detector. La vista en perspectiva de la FIG. 11B muestra una configuración alternativa para un ejemplo de transporte lineal, con un SDD no isocéntrico.

El diagrama esquemático de la FIG. 12A muestra el uso de realizaciones 160 de ejemplo de guía de marcadores para marcadores acoplados con el detector 20 intraoral a través del marco 78. La guía 160 marcadora, descrita con más detalle en el presente documento, proporciona una serie de funciones que ayudan a la alineación y colimación para la fuente 10 de rayos X y relacionan la posición espacial del detector de rayos X intraoral con la posición de la fuente 10 de rayos X. La FIG. 12B muestra una configuración con la guía 160 marcadora desacoplada del detector 20.

Cuando se utilizan marcadores radiopacos, la localización espacial de la fuente en relación con el detector puede determinarse a partir del contenido de la imagen, preferiblemente alrededor del borde del FOV. El colimador y el detector pueden desacoplarse mecánicamente con estos marcadores proporcionados en el campo de radiación y que aparecen en el contenido de la imagen. Cuando se utilizan marcadores ópticos radiotransparentes, el colimador y el sensor deben estar acoplados mecánicamente o tener algún tipo de posicionamiento sensado. Alternativamente, los marcadores ópticos pueden tener una orientación 3D que permita determinar la ubicación de la fuente con respecto al detector a partir del contenido de la cámara, la reflectancia o la imagen óptica, que puede obtenerse secuencial o simultáneamente con respecto al contenido de la imagen de rayos X.

La FIG. 13A muestra un ejemplo de sistema 164 de tratamiento con sillón y otros aparatos para procedimientos dentales. El marco 78 que aloja la guía 160 marcadora y proporciona un colimador 56 secundario soportado desde un soporte 162 en el sistema 164, tal como desde una base 198 o desde el sillón dental. Alternativamente, el colimador 56 o su marco de soporte pueden montarse mediante un soporte que se extienda desde el techo. Esta disposición, con montaje para estabilizar la posición del colimador 56 sin requerir que el dispositivo sea sujetado por el paciente, ayuda no sólo a soportar el peso del marco 78 que proporciona el colimador secundario, sino que también puede ayudar a proporcionar una alineación inherente, así como una alineación detectada de la fuente 10 de rayos X con respecto al paciente y al detector 20 intraoral. Como indica la flecha, la fuente 10 de rayos X puede moverse hacia el marco 78, de modo que se encuentre a la distancia y alineación adecuadas para la secuencia de adquisición de imágenes. El marco 78 puede formar parte de un reposacabezas, tal como un reposacabezas ajustable, para el posicionamiento del paciente a fin de permitir la formación de imágenes de tomosíntesis.

La FIG. 13B es un diagrama esquemático de vista superior que muestra el posicionamiento del marco 78 con el colimador secundario, en el que el marco 78 está montado en una realización de soporte de ejemplo que se extiende desde el sillón dental, desde el suelo o el techo, o desde otra estructura de soporte cercana externa al paciente. También puede montarse un brazo 192 u otro dispositivo de unión o acoplamiento en el marco 78 para guiar el posicionamiento y el movimiento de la fuente 10 durante la formación de imágenes de tomosíntesis. Con esta disposición, la fuente 10 está efectivamente acoplada al colimador 56 secundario del marco 78. Esto evita la necesidad de cualquier tipo de mecanismo de alineación para alinear la fuente 10 con el colimador secundario. Esta disposición puede utilizarse con marcadores radiopacos o visibles para indicar la posición relativa del detector.

Uno o más sensores 152, tales como un acelerómetro o un dispositivo electromagnético tal como un sensor Hall pueden proporcionarse para detectar el movimiento y posicionamiento del marco 78 sobre el soporte 162, ayudando a determinar el registro preciso de la guía 160 marcadora relativa al detector 20 y a la fuente 10 de rayos X.

45 Composición de la guía de marcadores

Las FIGS. 14A y 14B muestran el ensamblaje y los componentes de la guía 160 marcadora de acuerdo con las realizaciones de ejemplo de procedimiento y/o aparato de la presente divulgación. La FIG. 14A muestra un ejemplo de guía 160 marcadora ensamblada. La FIG. 14B muestra componentes estratificados para formar la guía 160 marcadora. Una capa 166 de colimación sirve como colimador secundario para el haz de rayos X incidente, manteniéndose sustancialmente contra la cara del paciente y proporcionando una ventana 172 enmarcada con blindaje radiopaco para la colimación localizada. El apantallamiento puede proporcionarse, por ejemplo, con material revestido de plomo. La capa 2 174 y la capa 3 176 proporcionan marcadores 178 ópticos para ayudar en la extracción de la geometría de escaneado para la alineación. La separación de las capas 174, 176 por una distancia d ayuda a facilitar la medición de la alineación. Los marcadores 178 tienen una disposición superpuesta que se muestra en la FIG. 14B y puede ser captada por la cámara 140, procesándose la imagen resultante para obtener datos de alineación. Los marcadores 178 pueden ser de diferentes formas (por ejemplo, no simétricos), capas, configuraciones 3D o colores para apoyar la detección de la alineación. Uno o más de los marcadores 178 pueden ser alternativamente radiopacos.

Se muestra en posición contra la cara del paciente en la FIG. 15, el marco 78 tiene una estructura de soporte para la alineación adecuada de la capa 166 de colimación de la guía 160 marcadora con respecto al marco 78 (FIGS. 14A, 14B, 15). La FIG. 15 también muestra la posición del detector 20 intraoral convenientemente colocado con respecto al marco 78.

- 5 La FIG. 16 muestra vistas laterales y superiores del marco 78 y los componentes asociados. Una pieza 154 de mordida ayuda a estabilizar la posición del detector 20 dentro de la boca. Una varilla 156 ajustable permite posicionar la pieza 154 de mordida y el detector 20 para adaptarlos a la comodidad del paciente.

Debe tenerse en cuenta que el marco 78 y sus componentes marcadores asociados pueden utilizarse con una fuente 10 de rayos X de fuente única o con una matriz de fuentes de rayos X, tal como la proporcionada utilizando una fuente de rayos X basada en un emisor de campo de tipo Spindt, por ejemplo.

El diagrama esquemático de la FIG. 17 muestra ejemplos de trayectorias de viaje relativas que se pueden rastrear en relación con el sujeto fotografiado para obtener imágenes por tomosíntesis. Se puede proporcionar una trayectoria 110 de desplazamiento lineal o trayectoria 112 de desplazamiento radial sin rotación del detector. En la trayectoria 114, la fuente permanece en posición mientras el director gira. En la trayectoria 116 de desplazamiento, se proporciona un desplazamiento plano o esférico de la fuente, sin rotación del detector. Para cualquiera de las trayectorias 110, 112 y 116 de desplazamiento, el movimiento relativo puede proporcionarse energizando sucesivamente fuentes individuales de un conjunto, tal como un conjunto de fuentes CNT, por ejemplo.

Puede apreciarse que el procesador 26 lógico de control obtiene y almacena tanto datos de imagen como información posicional cuando se realiza formación de imágenes de tomosíntesis. A medida que se obtiene cada imagen, el procesador 26 lógico de control almacena los datos de la imagen y la información correspondiente sobre la posición espacial relativa de la fuente de rayos X energizada y el detector 20. Los datos de posición y los datos de imagen pueden almacenarse como parte de la misma estructura de datos, tal como en el archivo de datos de imagen, o pueden almacenarse en estructuras de datos separadas, tal como en archivos o ubicaciones de bases de datos separados. En una realización, el procesador 26 lógico de control, entonces opcionalmente proporciona información que indica un ajuste posicional recomendado para la fuente de rayos X para obtener la siguiente imagen de rayos X en la siguiente posición espacial y la siguiente orientación angular. Esta información sobre el ajuste posicional recomendado puede proporcionarse de varias maneras, incluyendo la información mostrada en la pantalla 28 (FIG. 5), mediante una señal acústica, o proporcionando una guía gráfica al operador para preparar la siguiente exposición, que puede ser en forma de contenido y formato de imagen proyectada, tal como proyectando instrucciones o información sobre el objetivo en la mejilla del paciente, por ejemplo. La información posicional relativa relacionada con cada imagen se almacena de alguna forma y es utilizada por la lógica de procesamiento de imágenes en el procesador 26 lógico de control para generar la imagen de volumen.

Utilización de un emisor de campo tipo Spindt u otra matriz de fuentes de radiación

El diagrama esquemático de la FIG. 18 muestra el uso de un conjunto de fuentes de radiación como fuente 10 de rayos X. Cada fuente 38 de rayos X es de un cátodo que utiliza emisores de campo tipo Spindt. Utilizando cátodos emisores de campo de tipo Spindt, las fuentes de rayos X son estacionarias o están relativamente fijas en posición con respecto a las demás dentro del conjunto; el conjunto en sí se mueve como una sola unidad. Este tipo de fuente de rayos X puede encenderse y apagarse rápidamente en microsegundos. Otras fuentes de rayos X adecuadas pueden incluir fuentes termoiónicas convencionales fluorocapaces pulsadas emparejadas que estén separadas espacialmente. Estas opciones proporcionan una fluencia de rayos X suficiente con tiempos de exposición cortos y permiten simultáneamente secuencias de exposición sin sobrecalentamiento.

De acuerdo con una realización de ejemplo, cada fuente 38 individual tiene su propio colimador 16, como en la realización de ejemplo mostrada en la FIG. 18.

Conceptos alternativos para el movimiento relativo

45 Deben obtenerse datos para identificar la posición espacial del detector 20 y la posición espacial relativa de la fuente 10 de rayos X para cada imagen.

de acuerdo con el ejemplo alternativo de la FIG. 13B, descrito anteriormente, la fuente 10 de rayos X está acoplada al marco 78 mediante el brazo 192 pivotante que sirve de soporte y guía para el movimiento de la fuente 10 en una trayectoria curva o arqueada. Esta disposición permite el movimiento de la fuente 10 sobre una pista angular bien definida, simplificando el diseño del aparato de transporte para el movimiento de la fuente 10 y simplificando aún más el diseño de la colimación.

En el ejemplo alternativo de la FIG. 19, la fuente 10 de rayos X se fija en su lugar y el paciente 32 se gira, por ejemplo, mediante la rotación incremental de un sillón de tratamiento, para pasar de una orientación angular de exposición a la siguiente. Una vez más, la información de posición relativa tanto para el detector 20 como para la fuente 10 de rayos X debe establecerse y almacenarse para cada imagen componente mediante el procesador 26 lógico de control o un dispositivo de procesamiento relacionado.

Procedimiento de adquisición de imágenes

El diagrama de flujo lógico de la FIG. 20 muestra una secuencia de pasos para obtener una serie de imágenes de componentes en una realización de ejemplo. Un paso 80 de inicialización inicia la secuencia y obtiene datos sobre la posición inicial de arranque y el ángulo. En una realización, el paso 80 de inicialización también establece o calcula el número de imágenes que se van a obtener y, para cada imagen, su correspondiente ángulo de exposición. Esta información puede ser fija o variable, y puede calcularse mediante el procesador 26 lógico de control o ser introducida por el dentista o el técnico mediante un software de configuración que esté en comunicación con el procesador 26 lógico de control. El detector 20 se coloca de forma segura en la boca del paciente y el técnico realiza la alineación fuente-detector necesaria, al menos de forma aproximada. En un paso 82 de configuración, el aparato 22 de formación de imágenes proporciona la visualización de imagen necesaria, proyectada sobre la cara o cabeza del paciente, para ayudar a guiar la alineación y apuntar la fuente 10 de rayos X, como se describió anteriormente con referencia a las FIGS. 7A y 7B. En una realización, el contenido de la imagen que se proyecta sobre una porción del paciente cambia en función de la precisión relativa de la orientación angular. Puede tratarse de un cambio de color, intensidad, parpadeo u otro atributo del contenido proyectado. Cabe señalar que la pantalla puede proporcionar una pista o sugerencia de la mejor posición para cada captura de imagen radiográfica posterior. Sin embargo, es importante que la posición espacial real se mida y registre con precisión para poder ejecutar correctamente los algoritmos de obtención de imágenes de volumen de ángulo limitado.

Continuando con el flujo lógico de la FIG. 20, cada imagen componente se obtiene en un paso 84 de captura de imagen, y la imagen se almacena junto con información sobre la posición espacial medida real y la orientación angular en la que se obtuvo la exposición. Un paso 88 de decisión comprueba si se han obtenido o no todas las imágenes de componentes necesarias de acuerdo con el paso 80 de inicialización y vuelve al paso 82 de configuración cuando se necesitan imágenes posteriores. Al término de este procesamiento para la captura de imágenes, se ejecuta un paso 90 de generación de imágenes de volumen para generar la imagen de volumen compuesta resultante obtenida a partir de esta secuencia. A continuación, un paso 92 de visualización muestra la imagen de volumen que se ha generado.

La FIG. 21 es un diagrama de bloques que muestra la posición espacial y la orientación angular asociadas a los datos de imagen para cada imagen 44 componente del conjunto de imágenes obtenidas. En la realización de ejemplo mostrada, un campo 50 de datos de posición espacial y un campo 52 de datos de orientación angular se almacenan junto con los datos 54 de imagen de rayos X, tal como por ejemplo almacenando la posición medida y la geometría angular en una porción de encabezado del archivo de datos de imagen de rayos X. Alternativamente, los datos de posición espacial y orientación angular pueden almacenarse por separado, vincularse o asociarse de otro modo a los datos de la imagen. Esta información es necesaria para reconstruir correctamente la imagen de volumen.

La FIG. 22 es un diagrama de flujo lógico que muestra la actividad opcional del sistema dentro del paso 82 de configuración de imagen de la FIG. 20 en preparación para cada captura de imagen en una secuencia. Un paso 60 de cálculo utiliza datos de coordenadas de posición y orientación angular del sistema de rayos X o almacenados con la imagen anterior y calcula una próxima posición y orientación angular para el movimiento relativo de la fuente 10 de rayos X y/o el detector 20. Un paso 62 de proyección de objetivo opcional proyecta entonces una imagen sobre el paciente, en la que la imagen es indicativa del ajuste posicional y el ajuste angular que se necesita entre la fuente 10 de rayos X y el detector 20 para obtener una siguiente imagen de rayos X en la siguiente posición espacial y orientación angular. Como se ha indicado anteriormente, la pantalla proyectada opcional puede indicar el ajuste necesario mediante colores, parpadeos u otros efectos, valores numéricos, indicadores direccionales o iconos, tal como una flecha, u otros efectos visuales. A continuación, en una operación de bucle, un paso 64 de reevaluación reajusta periódicamente la pantalla proyectada de acuerdo con los cambios medidos en el ajuste posicional y el ángulo que ha realizado el técnico. Cuando el ajuste es correcto dentro de una tolerancia predeterminada, se ejecuta el paso 66 de visualización de ajuste correcto, que indica que el ajuste es aceptable para obtener la siguiente imagen.

Dada la información disponible sobre la posición relativa cuando se utiliza la disposición de componentes mostrada en las FIGS. 9A-11, una realización a modo de ejemplo de la presente invención utiliza el recálculo continuo y las comprobaciones repetidas de los sensores y otros componentes de detección de posición para corregir y adaptarse a pequeños cambios de posición y al movimiento del paciente. Con esta disposición, no es necesario que el detector 20 y la fuente 10 de rayos X tengan posiciones fijas y predeterminadas entre sí o alcancen precisamente las posiciones calculadas para la siguiente imagen. Sin embargo, en cualquier caso, el detector 20 debe tener una posición espacial fija con respecto a los dientes u otros objetos de los que se toman imágenes. La lógica programada de procesamiento de imágenes puede adaptarse a cambios de posición que se encuentren dentro de un rango razonable de ángulos, por ejemplo. En una realización, se utilizan uno o más sensores de posición adicionales en posiciones espaciales fijas para establecer puntos de referencia para la orientación angular y posicional. Además, también se pueden detectar y corregir automáticamente los artefactos de movimiento del paciente, utilizando técnicas de procesamiento de imágenes conocidas por los expertos en las artes de adquisición de imágenes.

La imagen de volumen de ángulo limitado que se forma a partir de dos o más imágenes de rayos X componentes proporciona alguna medida de información relacionada con el volumen para el diente u otra estructura visualizada. Ventajosamente, esto se consigue sin los altos niveles de exposición necesarios para la obtención de imágenes CBCT completas y sin necesidad de un gantry CBCT especializado y equipos relacionados. La información posicional que se obtiene mediante el sensor 24 y los elementos 30 detectables es utilizada por los algoritmos de reconstrucción de

5 imágenes 3D para generar una imagen de volumen correspondiente que incluya un diente u otra característica y para poblar los vóxeles dentro de esa imagen de volumen con valores de datos adecuados. La imagen de volumen puede formarse sin necesidad de los complejos algoritmos de retroproyección filtrada que suelen utilizarse para la reconstrucción de CBCT, por ejemplo. Las imágenes obtenidas pueden visualizarse en un monitor de visualización convencional o mediante un aparato de visualización estereoscópica, por ejemplo. La imagen de volumen necesaria puede generarse dinámicamente en función de un ángulo de visión preferido indicado por el profesional, por ejemplo.

Variaciones en la secuencia de adquisición de imágenes

10 De acuerdo con una realización de ejemplo de acuerdo con la aplicación, la secuencia de adquisición de imágenes puede variarse para obtener una o más imágenes en condiciones diferentes. Por ejemplo, a lo largo de una serie de imágenes tomadas en condiciones y ángulos de tomosíntesis, pueden capturarse una o más imágenes en condiciones diferentes, tal como utilizando los ajustes aplicados habitualmente para la obtención de imágenes radiográficas 2D convencionales. Puede tratarse, por ejemplo, de una imagen central de una secuencia, como la 10ª u 11ª imagen de una serie de 20 capturas de imágenes de tomosíntesis. Se pueden utilizar diferentes condiciones de captura, incluyendo ajustes de exposición, agrupación, energía dual y otros parámetros para las imágenes adquiridas de esta manera.

15 Cuando una o más imágenes se obtienen en condiciones diferentes, se pueden utilizar características tal como la mayor fidelidad y nitidez de estas imágenes para mejorar el contenido de imagen de otras imágenes de la serie.

Agrupación del detector

20 Se pueden utilizar procedimientos de agrupación para acelerar la adquisición de imágenes. El agrupación agrupa conjuntos de píxeles adyacentes para acelerar el acceso a los datos de la imagen y los ciclos de actualización de datos. La agrupación se realiza normalmente en un patrón simétrico, tal como la agrupación 2x2, la agrupación 3x3, etc. Sin embargo, la agrupación también puede realizarse en una dirección, tal como la agrupación 2x1, por ejemplo. La agrupación no simétrica puede ser útil para la obtención de imágenes de volumen, siendo la agrupación en la dirección paralela al movimiento relativo del punto focal de rayos X diferente de la agrupación en direcciones ortogonales.

Radioscopia

30 Los procedimientos de obtención de imágenes por radioscopia, incluyendo la fluoroscopia, por ejemplo, obtienen imágenes del sujeto en rápida sucesión y proporcionan una visión continua del sujeto que puede tener apariencia de vídeo. En radioscopia, no se proporciona reconstrucción de volumen; en su lugar, se muestra la secuencia de imágenes radiográficas adquiridas. En la radioscopia no se produce ningún movimiento relativo entre la fuente de rayos X y el detector; para cada imagen adquirida se aplica la misma geometría fuente-detector.

35 La radioscopia puede ser una herramienta útil para el profesional, proporcionando una presentación progresiva o en "tiempo real" de una región de interés, tal como uno o más dientes o una porción de una arcada dental, por ejemplo. La presentación radioscópica puede combinarse con un software de visualización que indica los ángulos de perforación u otras características útiles durante un procedimiento. La adquisición radioscópica aprovecha un detector digital de alta velocidad con buena resolución.

40 En general, la radioscopia tiene un tiempo de adquisición similar al necesario para la tomosíntesis, pero con un tiempo de exposición a los rayos X algo mayor. En la adquisición radioscópica puede haber un equilibrio entre la resolución espacial y la dosis.

Formación de imágenes espectrales de doble energía

45 Ciertos ejemplos de procedimiento y/o aparato de formación de imágenes de energía dual permiten ventajas de capacidad mejorada para analizar diferentes tipos de tejido que se encuentran en la anatomía visualizada. La formación de imágenes de doble energía o multiespectrales pueden obtenerse utilizando un detector convencional, así como un detector de recuento de fotones con umbrales múltiples, como se ha descrito anteriormente con referencia a la FIG. 2B. Alternativamente, pueden utilizarse otras disposiciones de detectores con una fuente de rayos X de doble energía.

50 La formación de imágenes de doble energía (DE) se han utilizado como procedimiento alternativo para reducir el contenido de ruido y diferenciar diversos tipos de anatomía y materiales de las imágenes. En la formación de imágenes de DE convencionales, las exposiciones de bajo y alto kVp de la misma anatomía se suceden en estrecha sucesión, de modo que sus resultados pueden combinarse fácilmente sin necesidad de técnicas de registro exhaustivas. Esto puede ayudar a la posterior segmentación de las características óseas, por ejemplo, permitiendo una interpretación más precisa del contenido de la imagen de rayos x. Para la tomosíntesis y la obtención de imágenes de volumen en 3D en general, como las que proporcionan los aparatos de CBCT y TC, puede resultar muy ventajoso proporcionar contenido de imagen de doble energía para la reconstrucción y el posterior análisis.

La tomosíntesis de energía dual, con contenido de formación de imagen obtenido utilizando dos bandas de energía (o longitud de onda) diferentes que generan dos distribuciones de energía espectral de radiación diferentes, permite reconstruir diferentes estructuras a partir del mismo tejido visualizado.

5 Los ajustes de la técnica de exposición pueden variar de una imagen de proyección a la siguiente durante la adquisición de la imagen.

Reconstrucción

10 El procesador 26 lógico de control o un procesador asociado u otro ordenador utilizado para el procesamiento de imágenes puede ejecutar cualquiera de una serie de técnicas conocidas para la reconstrucción de tomosíntesis de ángulo limitado, familiares para los expertos en las técnicas de la imagen 3D. Por ejemplo, hay quien ha descrito una serie de algoritmos de reconstrucción utilizados para resolver un tipo de problema similar en la obtención de imágenes mamográficas de ángulo limitado, como la retroproyección, la reconstrucción algebraica y las técnicas probabilísticas. El documento US 7 269 241 B2, como ya se ha indicado, describe un procedimiento de reconstrucción 3D a partir de datos de imagen 2D dispersos utilizando datos de modelado de estructuras dentales. El documento US 2007 / 127 801 A1, como se ha indicado anteriormente, describe otro procedimiento para la reconstrucción de imágenes dentales utilizando una transformada de frecuencia. También se pueden emplear otros procedimientos de reconstrucción de imágenes tridimensionales.

20 Entre sus ventajas, se puede formar una imagen de volumen para ver cortes de imagen desde diferentes ángulos, dependiendo de cuántos datos de imagen de componentes estén disponibles. Cuando se obtiene un número suficiente de imágenes de proyección 2D de componentes en diferentes ángulos relativos, la imagen de volumen resultante puede formarse y visualizarse desde múltiples ángulos de visión, ayudando así al odontólogo a realizar una evaluación diagnóstica más precisa de un diente u otra estructura.

Presentación/GUI

El operador puede tener la capacidad de configurar el modo de funcionamiento del sistema de formación de imágenes utilizando comandos de interfaz de operador.

25 De acuerdo con una realización de ejemplo de acuerdo con la aplicación, la interfaz de operador en la pantalla 28 (FIG. 1) puede mostrar cualquier subconjunto de las imágenes de proyección que se hayan obtenido como parte de la serie de tomosíntesis, así como mostrar cualquier corte de tomosíntesis adecuado de los datos de imagen reconstruidos. La FIG. 23 muestra la pantalla 28 que tiene una visualización comparativa que muestra una imagen 68 de proyección 2D junto a un corte 94 de tomosíntesis correspondiente.

Calibración geométrica mediante imágenes espectrales de rayos X

30 Usado en conjunto con procedimientos y aparatos de alineación, como se describió previamente, la calibración geométrica ayuda a proporcionar una precisión y resolución mejoradas para la reconstrucción de tomosíntesis. Las realizaciones de la presente divulgación proporcionan una serie de soluciones para la calibración geométrica que utilizan características de la formación de imágenes espectrales de rayos X. Los procedimientos para la calibración geométrica descritos en el presente documento pueden ser adecuados para la tomosíntesis dental en el consultorio, así como para otras aplicaciones de formación de imágenes radiográficas en 2D y de formación de imágenes de volumen en 3D, en particular cuando el detector no está acoplado mecánicamente a la fuente y puede no ser visible durante la configuración y la obtención de imágenes.

40 Los cálculos de calibración geométrica para aparatos de formación de imágenes volumétricas son familiares para los expertos en la técnica de la reconstrucción de imágenes volumétricas. Las realizaciones de la presente divulgación están dirigidas a identificar las coordenadas espaciales relativas de la fuente de rayos X y el detector; dados estos datos de referencia, el cálculo de las coordenadas espaciales necesarias puede ejecutarse con suficiente precisión para la tomosíntesis o la reconstrucción tomográfica.

45 Aunque los procedimientos existentes para la calibración geométrica pueden proporcionar datos precisos sobre el posicionamiento espacial de la fuente con respecto al detector, todavía hay alguna necesidad de mejora. El uso de dispositivos mecánicos acoplados para la obtención de imágenes intraorales puede resultar incómodo para el paciente. Cuando se utilizan marcadores para la calibración geométrica, pueden surgir conflictos entre la necesidad de ver los datos de la imagen sin obstrucciones y la necesidad de detectar claramente y sin ambigüedades el marcador y distinguirlo de otros contenidos de la imagen para obtener los datos necesarios de posicionamiento geométrico o calibración. En la práctica, o bien parte del contenido de la imagen utilizada para el diagnóstico puede quedar oscurecido, comprometiendo la calidad del diagnóstico, o bien uno o varios de los marcadores posicionales pueden ser difíciles de detectar, dando lugar a una medición errónea o ambigua.

55 De acuerdo con un ejemplo alternativo de realización de la presente divulgación, la calibración geométrica se proporciona utilizando detección espectral de rayos X. Como se ha señalado anteriormente, dos tipos de arquitecturas de formación de imágenes de rayos X proporcionan contenido de información espectral y pueden considerarse que forman sistemas de rayos X espectrales:

- (i) aparato de rayos X con fuente o fuentes de doble energía; y
- (ii) aparato de rayos X dotado de un detector contador de fotones, de tipo directo o indirecto.

Para la calibración geométrica usando formación de imágenes espectrales de rayos X, marcadores de un material que tiene una respuesta de atenuación distintiva a los rayos X a diferentes longitudes de onda pueden ser dispuestos, dentro de una imagen fantasma, en posiciones conocidas relativas entre sí y posicionados entre la fuente de rayos X y el detector. El contenido espectral de la formación de imágenes puede obtenerse a partir de un detector convencional con la fuente de energía dual descrita como (i) anteriormente, u obtenerse a partir de un detector de recuento de fotones utilizando una fuente de rayos X policromática como en (ii) anteriormente. Este contenido de formación de imágenes espectrales puede procesarse para proporcionar imágenes separadas de cualquiera de los dos tipos de imágenes:

(a) imagen anatómica, utilizable con fines diagnósticos/clínicos, ya sea una imagen de tomografía 3D, una imagen de volumen de tomosíntesis (3D parcial) o una imagen de proyección (2D), en la que los marcadores de imagen fantasma son imperceptibles o apenas visibles en la imagen anatómica; y

(b) imagen marcadora, es decir, una imagen que destaca o enfatiza de forma clara e inequívoca las posiciones de los marcadores de imagen fantasma, pero que puede tener poco o ningún contenido de imagen de anatomía.

La calibración geométrica usando imágenes espectrales de rayos X comienza con alguna relación posicional o espacial inicialmente conocida entre los marcadores dentro de una imagen fantasma. Los marcadores del maniquí, visibles en la imagen fantasma de marcadores procesada ((b), como se ha descrito anteriormente), pueden utilizarse para calcular los datos restantes de la relación espacial desconocida entre la fuente y el detector y un sistema de coordenadas global que se utiliza para la reconstrucción del volumen.

Así, para la configuración de calibración, los marcadores de imagen fantasma son típicamente fijados en posición relativa al detector o a la fuente. El diagrama esquemático de la FIG. 24 muestra una disposición con marcadores fijos en posición relativa al detector. Los marcadores 232 en una imagen 230 fantasma están dispuestos dentro del marco 78 de un soporte 72 con un bloque 254 de mordida. El soporte 72 se utiliza para alinear la fuente con el detector 20. Otras disposiciones pueden incluir una imagen fantasma acoplada a los dientes o a otro objeto fotografiado.

La FIG. 25 es un diagrama esquemático que muestra una disposición alternativa en la que los marcadores 232 de la imagen 230 fantasma están fijados a la fuente, tal como dispuestos dentro de una campana 250 de rayos X.

Cabe señalar que los marcadores tienen una posición de coordenadas bien definida entre sí, independientemente de que se conozca o no su posición con respecto a la fuente o al detector.

Las realizaciones de la presente divulgación abordan la necesidad de calibración geométrica utilizando marcadores y generando distribuciones de energía de rayos X con el procesamiento correspondiente que permite un impacto reducido en la calidad de la imagen para la anatomía visualizada, así como la capacidad de indicar inequívocamente la posición del marcador. Los gráficos de ejemplo de las FIGS. 26A-26C muestran las relaciones espectrales que se utilizan para generar las distribuciones de energía de rayos X que luego pueden combinarse y procesarse de forma diferente para lograr alternativamente lo siguiente:

(i) aislar el contenido de los marcadores para que sea más pronunciado e inequívoco a efectos de calibración geométrica; y

(ii) hacer que el contenido del marcador sea menos visible o incluso imperceptible para el espectador, permitiendo así el uso diagnóstico del contenido de la imagen adquirida.

Para lograr estos efectos contradictorios, una realización de la presente divulgación genera dos distribuciones de energía de rayos X diferentes, en donde cada distribución es un producto del número de fotones o rayos X generados y las características de atenuación de masa de los materiales marcadores y anatómicos. El tratamiento posterior de estas dos distribuciones diferentes de energía de rayos X realza o suprime el contenido de marcador, utilizando la secuencia que se describe a continuación.

La FIG. 26A muestra las características de energía para la emisión de rayos X de energía dual, en la que dos bandas de longitud de onda espectral parcialmente superpuestas de energía de rayos X se generan secuencialmente y se dirigen hacia la imagen 230 fantasma y la anatomía del sujeto. Generadas en rápida sucesión, las dos radiografías captan al sujeto esencialmente en la misma posición. La FIG. 26A muestra una curva 240 característica de energía más baja y una curva 242 de energía más alta por ejemplo emisión de energía dual. Se puede considerar que cada curva característica representa una cantidad de fotones emitidos en los diferentes niveles de energía (keV) o valores espectrales, con el tubo de rayos X en dos ajustes diferentes de la técnica kVp, tal como se muestra.

La FIG. 26B muestra, de forma algo exagerada para mayor claridad, los coeficientes de atenuación de masa característicos μ para diferentes tipos de tejidos, materiales óseos y de tejidos blandos, y para un tipo potencial de material marcador, tal como un elemento marcador de yodo. Las características de absorción de rayos X de un material

proporcionan un tipo de "firma" indicativa de ese material en el sujeto fotografiado. Es instructivo observar que puede haber una discontinuidad notable en la pendiente de la curva de atenuación, conocida como borde 260 k. El borde 260 K para el yodo es notable en el rango de 30-40 keV (rango de longitud de onda de 41-31 nm). Otros materiales que tienen un borde k dentro del rango de keV utilizados para la mayoría de las aplicaciones dentales incluyen gadolinio, que tiene un borde k a 50,2 kV; Platino, que tiene un borde k a 78,4 kV; Plomo, que tiene un borde k a 88,0 kV; Oro, que tiene un borde k a 80,7 kV; y Silver, que tiene un borde k a 25,5 kV. La diferencia de atenuación entre dos materiales puede ser más pronunciada en o cerca del borde 260 k para uno de los materiales, como se muestra.

En una primera aproximación, la distribución de energía de rayos X está representada por la atenuación de masa efectiva μ_{eff} para un material, tal como para el hueso en el presente ejemplo. La atenuación de masa efectiva μ_{eff} para un material puede considerarse como una suma o integral, sobre una porción del espectro de energía E, del producto de la curva de atenuación de masa $\mu(E)$ de la FIG. 26B y la distribución de probabilidad espectral $p(E)$ de la energía de rayos X como se muestra en la curva de la FIG. 26A:

$$\mu_{eff} = \int \mu(E)p(E)dE$$

Para cada tipo de material (tejido adiposo, hueso, marcador), las diferentes distribuciones de energía de rayos X se relacionan directamente con las relaciones de atenuación de masa efectiva μ_{eff} pueden aplicarse para una emisión de energía más baja y más alta. Por ejemplo, para los tejidos blandos, los valores de las distribuciones de energía de emisión Baja energía (L) y Alta energía (H) pueden relacionarse de la siguiente manera:

$$\mu_{eff}^L \approx \mu_{eff}^H$$

Para el material óseo, la relación para las distribuciones de energía cambia a:

$$\mu_{eff}^L \gg \mu_{eff}^H$$

Para el material marcador, la relación cambia a:

$$\mu_{eff}^L \ll \mu_{eff}^H$$

Esta relación de distribuciones de energía de rayos X puede ser particularmente pronunciada en las proximidades de un borde k, como se muestra en el ejemplo de la FIG. 26B. En la FIG. 26B, el material marcador de yodo tiene un borde k dentro de un intervalo de energía de la distribución de energía de rayos X superior. El material marcador puede tener un borde k dentro del intervalo de energía de cualquiera de las distribuciones de energía de rayos X primera o segunda.

Así, mediante una selección adecuada del contenido espectral y mediante la comparación de la diferencia en los coeficientes de atenuación efectiva de acuerdo con las características espectrales, los componentes materiales en la imagen del sujeto pueden distinguirse unos de otros de acuerdo con sus respectivas distribuciones de energía de rayos X en condiciones dadas. Las realizaciones de la presente divulgación emplean estas diferencias píxel a píxel para suprimir o realzar selectivamente el contenido de marcas en la imagen adquirida. Por ejemplo, la medición de la diferencia en las distribuciones de energía por sustracción u otra combinación, tal como el uso de una ponderación, permite mejorar la detección de materiales mediante características espectrales. El conocimiento previo del material del marcador permite suprimir la imagen del marcador, por ejemplo, en zonas en las que, de otro modo, el marcador ocultaría la anatomía.

Las relaciones de los coeficientes de atenuación de masa mostradas en la FIG. 26B también puede utilizarse para la emisión de una sola energía cuando se utiliza un detector de recuento de fotones. La FIG. 26C muestra una distribución característica de la energía espectral con un valor umbral T que se utiliza como valor límite que distingue los fotones de menor energía (valores por debajo del umbral T) de los fotones de mayor energía (valores por encima del umbral T).

La capacidad de contar fotones por debajo y por encima de un umbral de energía definido T, como se ha descrito anteriormente, permite al detector 20 diferenciar entre las distribuciones de energía obtenidas de la irradiación del sujeto de acuerdo con los materiales y proporciona una dimensión añadida a los datos de imagen que se proporcionan como resultado de cada exposición. Esta capacidad, que se ha descrito como imagen de rayos X multiespectral o "en color", permite obtener información sobre la composición material de cada píxel del objeto.

Como las curvas de atenuación de la FIG. 26B sugieren, puede haber longitudes de onda particulares (correspondientemente, valores de keV particulares) en las que los factores de atenuación para dos materiales diferentes difieren lo suficiente entre sí como para que sea posible identificar los materiales, a partir de la imagen de rayos X, de acuerdo con las diferencias de distribución resultantes de los coeficientes de atenuación medidos. Además, cuando los fotones de estas diferentes distribuciones de energía pueden diferenciarse entre sí, es posible realizar la descomposición de materiales y, de este modo, identificar uno o ambos materiales en el mismo píxel o elemento de

imagen voxel de la imagen obtenida. Este mismo comportamiento básico de atenuación en respuesta a la radiación también permite cierta capacidad para diferenciar tipos de tejidos, por ejemplo.

5 Como se ha indicado anteriormente en la sección de antecedentes, el uso de marcadores facilita la reconstrucción 3D precisa. Los marcadores colocados en la trayectoria del haz de rayos X pueden visualizarse junto con la anatomía visualizada y pueden proporcionar información posicional adecuada para fines de calibración geométrica. Sin embargo, los marcadores de calibración, al ser hasta cierto punto radiopacos, pueden ocultar fácilmente partes de la anatomía de la imagen y comprometer el valor diagnóstico de la imagen adquirida. Este aspecto de la degradación de la calidad de la imagen puede resultar especialmente problemático para el profesional que desee utilizar tanto la reconstrucción de la tomosíntesis de volumen 3D como las imágenes de proyección 2D que se adquirieron como parte de la serie de tomosíntesis. El algoritmo de reconstrucción 3D puede compensar en cierta medida los efectos de los marcadores y mitigar su impacto en la reconstrucción del volumen. Las imágenes de proyección 2D, por otro lado, mostrarán claramente marcadores radiopacos y pueden bloquear la visión de partes de la anatomía visualizada que sean de interés. El uso de marcadores con coeficientes de atenuación más bajos puede ser una mala solución, ya que los propios marcadores pueden no ser visibles para algunas partes de la anatomía de la imagen.

15 Una realización de ejemplo de la presente divulgación emplea formación de imágenes espectrales de rayos X para abordar el problema de la calibración geométrica para formación de imágenes de tomosíntesis utilizando marcadores. Las realizaciones de ejemplo de la presente divulgación pueden emplear una imagen fantasma que tenga un conjunto de marcadores 232 como se ha descrito anteriormente en las FIGS. 24 y 25.

20 Preferiblemente, los marcadores están dispuestos dentro del área de formación de imágenes del detector, dispuestos en o cerca del centro del área de formación de imágenes o dispuestos simétricamente alrededor del centro del área de formación de imágenes. Con esta disposición centrada, los marcadores se sitúan dentro del área de formación de imágenes en cada imagen de proyección 2D.

Los marcadores 232 pueden estar formados de cualquiera de un número de materiales adecuados para uso intraoral. El material del marcador puede tener un coeficiente de atenuación μ_m inferior al de los marcadores convencionales. Entre los materiales no tóxicos que pueden ser apropiados para la obtención de imágenes intraorales se encuentran el acero al cromo, la cerámica, el carburo de tungsteno y el oro, por ejemplo. Los marcadores 232 pueden ser esféricos. Un rango de tamaño adecuado para la formación de imágenes de tomosíntesis es de 0,5 mm de diámetro. Pueden utilizarse otros tamaños y formas según se desee.

30 De acuerdo con una realización de ejemplo de la presente divulgación, pueden utilizarse otros materiales que sean radiopacos, particularmente aquellos con números atómicos de 45 o inferiores. Ejemplos de materiales de este tipo son el acero al cromo (con número atómico 26) y el material cerámico ZrO₂ (con número atómico 40). Los materiales con una opacidad dentro de este rango tienden a generar artefactos de formación de imágenes de menor intensidad que los materiales que presentan una mayor atenuación a la radiación.

35 Los marcadores 232 pueden ser yodo u otro material que tenga un borde 260 k distintivo dentro del rango de energía de rayos X, como se muestra en el gráfico simplificado de la FIG. 26B. Como se ha señalado anteriormente, puede haber una discontinuidad notable en la pendiente de la curva de atenuación para un borde 260 k. El borde 260 k para el yodo es notable en el rango de 30-40 keV (rango de longitud de onda de 41 - 31 nm). Otros materiales que tienen un borde k dentro de la gama keV típicamente utilizados para aplicaciones dentales pueden incluir Gadolinio, Platino, Plomo, Oro; y Plata.

40 En comparación con los enfoques de marcadores convencionales que utilizan BB esféricos u otras partículas de materiales de alta atenuación, los materiales marcadores que se utilizan en el procedimiento del Solicitante pueden tener una atenuación reducida, de modo que se reduce el impacto en la anatomía visualizada en imágenes de proyección 2D. Además, de acuerdo con los procedimientos de ejemplo descritos en el presente documento, se puede proporcionar un procesamiento de las imágenes adquiridas que acentúe el contenido del marcador 232, para reducir el contenido ambiguo o confuso de la imagen y mostrar más claramente la posición del marcador.

Los marcadores aparecen en cada imagen de proyección 2D de la serie de tomosíntesis. Dada la colocación bien definida del marcador en el detector y conociendo la trayectoria de la fuente de la radiación incidente para la tomosíntesis, las imágenes de proyección 2D adquiridas pueden permitir calibrar geoméricamente el sistema de obtención de imágenes para una reconstrucción precisa.

50 Pueden aplicarse técnicas de procesamiento de imágenes para compensar la apariencia del marcador 232 y la obstrucción causada por el marcador. Se pueden utilizar técnicas bien conocidas como el in-painting y la interpolación para suprimir o eliminar el/los marcador/es de una o más de las imágenes de proyección, ayudando así a minimizar o eliminar los artefactos metálicos, por ejemplo.

55 Así, de acuerdo con una realización de ejemplo de la presente divulgación, se proporciona un aparato de formación de imágenes de volumen radiográfico que tiene a) una fuente de rayos X y un detector que están dispuestos para definir una trayectoria de radiación a través de un sujeto y a través de una imagen fantasma de calibración y que están configurados para generar datos de imagen de proyección 2D que tienen al menos una primera y una segunda distribuciones de energía espectral de rayos X, en el que la imagen fantasma de calibración tiene una pluralidad de

5 marcadores radiopacos formados de un material marcador. El aparato de formación de imágenes tiene además un procesador lógico de control que está configurado para ejecutar instrucciones programadas para: (i) obtención de los datos de imagen de proyección 2D del detector; (ii) cálculo de la geometría fuente-detector del aparato de formación de imágenes correspondiente a los datos de imagen de proyección 2D adquiridos de la imagen fantasma de calibración para la primera y segunda distribuciones de energía de rayos X; y (iii) reconstrucción de una imagen de volumen 3D del sujeto de acuerdo con los datos de imagen de anatomía adquiridos del sujeto y la geometría fuente-detector dentro de la pluralidad de imágenes de proyección 2D. Una pantalla está en comunicación de señal con el procesador lógico de control y está configurada para mostrar una o más porciones de la imagen de volumen 3D reconstruida.

10 Los procedimientos de ejemplo descritos en el presente documento emplean los principios descritos con referencia a las FIGS. 26A-26C utilizar formación de imágenes espectrales para la calibración geométrica de la tomosíntesis u otro sistema de formación de imágenes volumétricas. El diagrama de flujo lógico de la FIG. 27 muestra una secuencia para proporcionar contenido tanto de marcador como de anatomía a partir de contenido de imagen de proyección 2D que se obtiene utilizando un sistema de imágenes espectrales de rayos X con fuente de energía dual o detector de recuento de fotones, como se ha descrito anteriormente.

15 En un paso de adquisición S100, se obtiene una imagen espectral de proyección de rayos X. Como se ha mostrado con referencia a las FIGS. 26A, 26B y 26C, la imagen espectral de proyección de rayos X puede adquirirse a partir de una fuente de energía dual utilizando un detector de rayos X estándar o a partir de una fuente de rayos X policromática utilizando un detector de recuento de fotones. De este modo, el contenido espectral de la imagen se divide de acuerdo con el contenido espectral (energía de los fotones, en unidades de keV).

20 Como mínimo, para detectores de recuento de fotones, los datos de imagen espectral pueden ser parte de una banda o subconjunto de espectro bajo SS_L , con energía keV por debajo de un umbral predeterminado T, o parte de una banda o subconjunto de espectro alto SS_H , con energía keV por encima del umbral T. Diversas combinaciones de la respuesta de espectro bajo y alto pueden acentuar el contenido de marcador 232 o reducir o eliminar el contenido de marcador.

25 Se determina un valor umbral de energía de rayos X T como límite entre una banda de espectro inferior y una banda de espectro superior. En la práctica, el valor umbral se toma en un valor keV (o, alternativamente considerado, en un valor nm de longitud de onda) en el que puede medirse fácilmente una diferencia entre el valor del coeficiente de atenuación del material marcador $232 \mu_m$ y el valor del coeficiente de atenuación de la anatomía fotografiada. El valor umbral T mostrado en la FIG. 26C, tomados a lo largo o cerca de un borde 260 k, pueden apropiarse para dividir entre bandas bajas y altas, ya que los valores en o cerca del valor T pueden ser pronunciadamente diferentes para los marcadores frente a la anatomía.

30 Continuando con la FIG. 27 secuencia, un paso de descomposición material S110 procesa entonces los subconjuntos SS_L , SS_H de datos de imagen espectral para generar contenido de imagen de dos tipos diferentes:

35 (i) contenido 300 de imagen de material marcador que puede procesarse para mostrar clara y distintamente la disposición del marcador. El contenido 300 de imagen de material marcador utiliza las características de atenuación del material marcador para aislar el contenido 300 marcador de la anatomía de fondo. El contenido 300 de imagen de material marcador puede incluir poco o ningún contenido anatómico útil, pero se refiere principalmente a las posiciones espaciales del material o materiales marcadores en el contenido de la imagen. Con el procesamiento posterior, se pueden detectar posiciones de marcador inequívocas, lo que permite la identificación inmediata de cada marcador dentro del fotograma de la imagen en un paso posterior de detección de marcadores S120. Dada una posición conocida de la imagen fantasma en relación con la fuente o el detector y una imagen marcadora que muestre claramente la ubicación espacial relativa de los marcadores 232 de la imagen fantasma por posición en el plano de la imagen, se dispone de información suficiente para realizar cálculos que proporcionen una calibración geométrica, utilizando procedimientos geométricos bien conocidos por los expertos en la técnica.

45 (ii) una imagen 320 de fondo que muestre la anatomía fotografiada, con suficiente contraste y resolución para las funciones de diagnóstico.

50 Las FIGS. 28A-28C muestran, en forma simulada, los resultados del procesamiento de imágenes para la detección del marcador 232 dentro de una imagen de proyección 2D para formación de imágenes de tomosíntesis de acuerdo con una realización de ejemplo de la presente divulgación. La FIG. 28A muestra una imagen de proyección 2D adquirida que tiene un conjunto convencional de marcadores 232 para calibración geométrica. En este ejemplo, los marcadores son esféricos o de tipo BB 232, dispuestos a lo largo de dos planos que se extienden ortogonalmente con respecto a la dirección del haz. Los marcadores 232 en cada plano pueden diferenciarse por su forma, densidad u otro factor. El desplazamiento relativo entre las posiciones del marcador 232 en la imagen corresponde a las posiciones espaciales relativas de la fuente y el detector. Se puede apreciar fácilmente que este contenido de imagen de marcador convencional bloquea partes del contenido de imagen de diagnóstico.

55 La FIG. 28B muestra un ejemplo de imagen 310 marcadora. Esta imagen puede o no generarse; sin embargo, FIG. 28B muestra cómo los marcadores 232 pueden acentuarse utilizando los procedimientos descritos en el presente documento. Pueden proporcionarse etiquetas opcionales para identificar marcadores 232 individuales, como en las etiquetas de ejemplo 1A1-1C1, 2A1-2A4 mostradas. La imagen 310 marcadora se obtiene mediante procesamiento,

tal como en el paso de detección de marca S120 de la FIG. 27. Cuando se utilizan datos espectrales de rayos X, la diferencia entre los datos de espectro bajo y los datos de espectro alto, con una selección adecuada del valor umbral, es útil para calcular la posición del marcador 232 en los datos adquiridos. Así, con referencia a la FIG. 27 secuencia, los procedimientos de procesamiento para formar una imagen 310 marcadora típicamente obtienen una diferencia ponderada entre la proyección de bajo espectro SS_L y la proyección de alto espectro SS_H en el paso 5110 de descomposición del material.

La FIG. 28C muestra un ejemplo de imagen 320 de fondo correspondiente a la imagen 310 marcadora de la FIG. 28B. Para el observador, los marcadores pueden ser imperceptibles, o apenas perceptibles, frente al contenido anatómico mostrado en la imagen de fondo. El paso de descomposición del material S 110 puede proporcionar un procesamiento adicional que sustrae o elimina de otro modo la imagen 310 marcadora de la imagen completa obtenida a partir de las proyecciones combinadas de cómo y alto espectro. Esto permite eliminar el contenido del marcador de la imagen 320 de material de fondo.

Siguiendo la secuencia descrita en la FIG. 27, se han generado datos de calibración geométrica para cada una de las imágenes de proyección 2D de la serie de tomosíntesis. El procesamiento de reconstrucción posterior puede entonces generar contenido de imagen de volumen 3D utilizando el conjunto de imágenes de material de fondo junto con los datos de marcador de calibración asociados.

La presente invención se ha descrito en detalle con referencia particular a realizaciones de ejemplo actualmente entendidas, pero debe entenderse que pueden realizarse variaciones y modificaciones dentro del alcance de la invención.

Por ejemplo, el procesador 26 lógico de control puede ser cualquiera de un número de tipos de dispositivo de procesamiento lógico, incluyendo un ordenador o estación de trabajo de ordenador, un procesador host dedicado, un microprocesador, matriz lógica, u otro dispositivo que ejecuta instrucciones lógicas de programa almacenadas.

Las realizaciones de ejemplo actualmente divulgadas se consideran, por lo tanto, ilustrativas y no restrictivas en todos los aspectos. El alcance de la invención se indica en las reivindicaciones adjuntas.

De acuerdo con al menos una realización de ejemplo, los procedimientos/aparatos de ejemplo pueden utilizar un programa informático con instrucciones almacenadas que actúan sobre datos de imagen 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 ejemplar de la presente puede ser utilizado por un sistema informático adecuado de uso general, tal como un ordenador personal o una estación de trabajo. Como pueden apreciar los expertos en las técnicas de procesamiento de imágenes, un programa informático de una realización ejemplar de la presente puede ser utilizado por un sistema informático adecuado de uso general, tal como un ordenador personal o una estación de trabajo.

Un programa informático para realizar procedimientos de ciertas realizaciones de ejemplo descritas en el presente documento puede almacenarse en un medio de almacenamiento legible por ordenador. Este medio puede incluir, por ejemplo, medios de almacenamiento magnético, tales como un disco duro o un dispositivo extraíble o una cinta magnética; medios de almacenamiento óptico, tales como un disco óptico, una cinta óptica o una codificación óptica legible por máquina; dispositivos de almacenamiento electrónico de estado sólido, tales como una memoria de acceso aleatorio (RAM) o una memoria de sólo lectura (ROM); o cualquier otro dispositivo o medio físico empleado para almacenar un programa informático. Los programas informáticos para realizar los procedimientos de las realizaciones ejemplares descritas también pueden almacenarse en un medio de almacenamiento legible por ordenador que está conectado al procesador de imágenes a través de Internet u otra red o medio de comunicación. Los expertos en la técnica reconocerán además que el equivalente de dicho producto de programa informático también puede construirse en hardware.

Cabe señalar que el término "memoria", equivalente a "memoria accesible por ordenador" en el contexto de la aplicación, puede referirse a cualquier tipo de espacio de trabajo de almacenamiento de datos temporal o más duradero utilizado para almacenar y operar con datos de imágenes y accesible a un sistema informático, incluyendo una base de datos, por ejemplo. La memoria podría ser no volátil, utilizando, por ejemplo, un medio de almacenamiento a largo plazo tal como el almacenamiento magnético u óptico. Alternativamente, la memoria podría ser de naturaleza más volátil, utilizando un circuito electrónico, tal como la memoria de acceso aleatorio (RAM) 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, normalmente se almacenan en una memoria intermedia de almacenamiento temporal que puede asociarse directamente con un dispositivo de visualización y se actualiza periódicamente según sea necesario para proporcionar datos mostrados. Este búfer de almacenamiento temporal también puede considerarse una memoria, tal como se utiliza el término en la aplicación. La memoria también se utiliza como espacio de trabajo de datos para ejecutar y almacenar los resultados intermedios y finales de los cálculos y otros procesamientos. La memoria accesible por ordenador puede ser volátil, no volátil o una combinación híbrida de tipos volátiles y no volátiles.

5 Se entenderá que los productos de programas informáticos, por ejemplo, las realizaciones del presente documento pueden hacer uso de diversos algoritmos y/o procedimientos de manipulación de imágenes que son bien conocidos. Se entenderá además que los ejemplos de realizaciones de productos de programas informáticos en el presente documento pueden incorporar algoritmos y/o procedimientos no mostrados o descritos específicamente en el presente documento que son útiles para la implementación. Tales algoritmos y procedimientos pueden incluir utilidades convencionales que están dentro de la habilidad ordinaria de la técnica de procesamiento de imágenes. Aspectos adicionales de tales algoritmos y sistemas, y hardware y/o software para producir y de otro modo procesar las imágenes o cooperar con las realizaciones ejemplares del producto de programa informático de la presente divulgación, no se muestran o describen específicamente en la presente memoria y pueden seleccionarse de tales algoritmos, sistemas, hardware, componentes y elementos conocidos en la técnica.

10 Las realizaciones de ejemplo de acuerdo con la solicitud pueden incluir diversas características descritas en el presente documento (individualmente o en combinación).

15 Si bien la invención se ha ilustrado con respecto a una o más implementaciones, se pueden realizar alteraciones y/o modificaciones a los ejemplos ilustrados sin apartarse del alcance de las reivindicaciones adjuntas. Además, mientras que una característica particular de la invención puede haber sido divulgada con respecto a sólo una de varias implementaciones/realizaciones, tal característica se puede combinar con una o más otras características de las otras implementaciones/realizaciones como puede ser deseado y ventajoso para cualquier función dada o particular. El término "un" o "al menos uno de" se utiliza para indicar que se pueden seleccionar uno o más de los elementos enumerados. El término "aproximadamente" indica que el valor enumerado puede ser algo alterado, siempre que la alteración no resulte en la no conformidad del procedimiento o estructura con la realización ilustrada. Otras realizaciones de la invención serán evidentes para los expertos en la técnica a partir de la consideración de la memoria descriptiva y la práctica de la invención divulgada en el presente documento. Se pretende que la memoria descriptiva y las realizaciones ejemplares se consideren únicamente como ejemplos, estando indicado el verdadero alcance de la invención mediante las siguientes reivindicaciones.

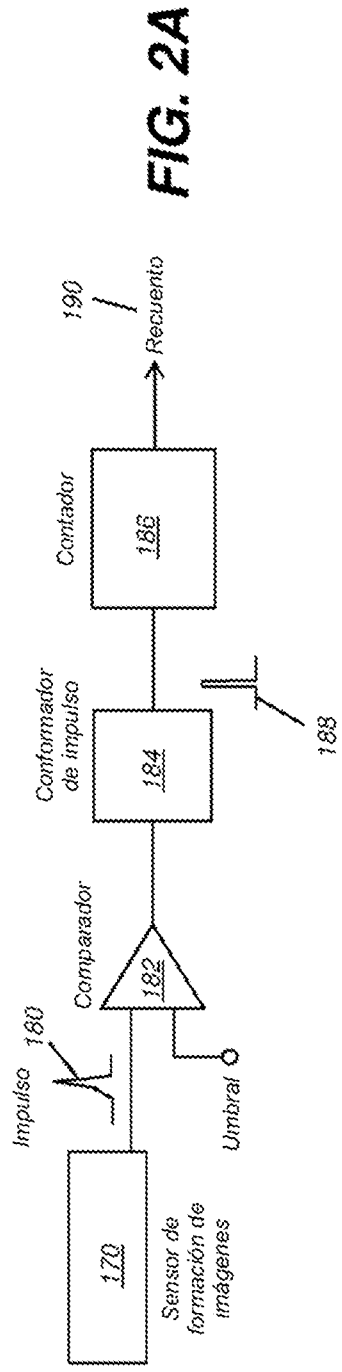
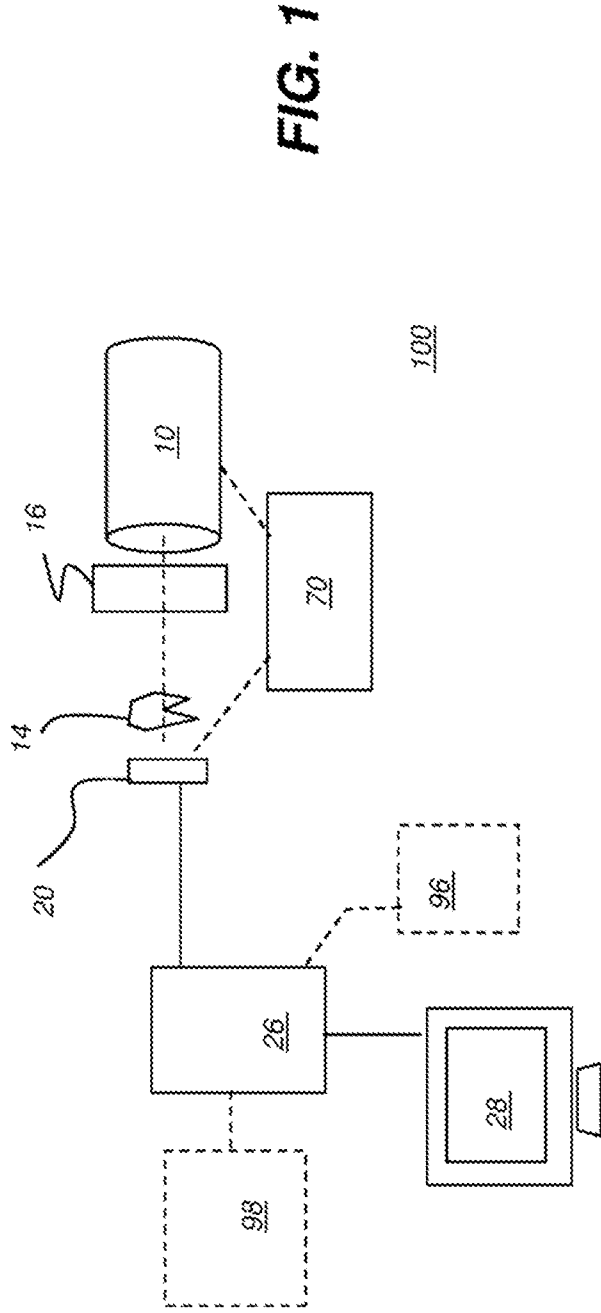
25

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento para la calibración geométrica de un aparato (100) de formación de imágenes de volumen, comprendiendo el procedimiento:
 - 5 (a) disponer una imagen (230) fantasma de calibración en un trayecto de radiación que incluye un sujeto situado entre una fuente (10) de rayos X y un detector (20), en el que la imagen (230) fantasma de calibración tiene una pluralidad de marcadores (232) radiopacos formados por un material marcador;
 - (b) en una secuencia repetida, en cada una de una pluralidad de relaciones relativas de posición de la fuente (10) de rayos X con respecto al detector (20):
 - 10 (i) adquirir (S100) datos de imagen de proyección 2D para el sujeto y el imagen (230) fantasma de calibración, en los que los datos de imagen de proyección 2D distinguen al menos una primera y una segunda distribuciones de energía de rayos X (SS_L , SS_H);
 - (ii) calcular (S110) la geometría fuente-detector del aparato (100) de formación de imágenes correspondiente a los datos de imagen de proyección 2D adquiridos para la primera y segunda distribuciones de energía de rayos X (SS_L , SS_H); y
 - 15 (c) reconstruir y mostrar una imagen de volumen en 3D del sujeto de acuerdo con los datos de imagen anatómica adquiridos del sujeto y la geometría fuente-detector calculada dentro de la pluralidad de imágenes de proyección en 2D.
2. El procedimiento de la reivindicación 1, que comprende además formar al menos una imagen anatómica 2D del sujeto de acuerdo con los datos combinados de la primera y segunda distribuciones de energía (SS_L , SS_H).
- 20 3. El procedimiento de la reivindicación 2, en el que la formación de la al menos una imagen anatómica 2D del sujeto comprende además suprimir el contenido (300) de marcador radiopaco de la imagen anatómica 2D y mostrar la imagen anatómica 2D.
4. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que la reconstrucción de la imagen de volumen 3D comprende además suprimir el contenido (300) de marcador radiopaco de las imágenes de proyección 2D.
- 25 5. El procedimiento de la reivindicación 1, que comprende además formar una imagen con contenido de marcador mejorado de acuerdo con la descomposición material de los datos de la imagen de proyección 2D.
6. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que la adquisición (S100) de los datos de proyección 2D comprende exponer al sujeto utilizando un detector (20) de recuento de fotones.
7. Un procedimiento de calibración geométrica de imágenes radiográficas que comprende:
 - 30 (a) disponer una imagen (230) fantasma de calibración en un trayecto de radiación que incluye un sujeto situado entre una fuente (10) de rayos X y un detector (20), en el que la imagen (230) fantasma de calibración tiene una pluralidad de marcadores (232) radiopacos formados por un material marcador;
 - (b) adquirir (S100) datos de imagen de proyección 2D del sujeto y del imagen (230) fantasma de calibración, en los que los datos de imagen de proyección 2D distinguen al menos una primera y una segunda distribuciones de energía de rayos X (SS_L , SS_H);
 - 35 (c) identificar (S110) basándose en las al menos primera y segunda distribuciones de energía de rayos X (SS_L , SS_H) las ubicaciones espaciales relativas de los marcadores (232) radiopacos en los datos de la imagen de proyección 2D;
 - (d) realizar (S110) una calibración geométrica utilizando las ubicaciones espaciales identificadas de los marcadores (232) radiopacos; y
 - 40 (e) formar y visualizar una imagen de proyección 2D que muestre la anatomía del sujeto y suprima los marcadores (232) radiopacos.
8. El procedimiento de la reivindicación 7, en el que la formación y visualización de la imagen de proyección 2D comprende además el uso de una sustracción ponderada.
- 45 9. El procedimiento de la reivindicación 7, en el que la adquisición (S100) de los datos de imagen de proyección 2D comprende la adquisición de los datos de imagen de proyección 2D para el sujeto utilizando un detector (20) de recuento de fotones.
10. El procedimiento de la reivindicación 1 o 7, en el que la adquisición (S100) de los datos de proyección 2D comprende exponer al sujeto utilizando una fuente (10) de rayos X de doble energía.

11. El procedimiento de la reivindicación 1 o 7, en el que el material marcador se toma del grupo que incluye yodo, gadolinio, platino, plomo, oro y plata.
12. El procedimiento de la reivindicación 1 o 7, en el que la imagen (230) fantasma de calibración está acoplado a la fuente (10) de rayos X o al detector (20).
- 5 13. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que el aparato (100) de formación de imágenes de volumen es un aparato (100) de formación de imágenes de tomosíntesis.
14. Un aparato (100) de formación de imágenes de volumen radiográfico que comprende:
- (a) una fuente (10) de rayos X y un detector (20) que están dispuestos para definir una trayectoria de radiación a través de un sujeto y a través de un imagen (230) fantasma de calibración, en el que la fuente (10) de rayos X y el detector (20) están configurados para generar datos de imagen de proyección 2D que tienen al menos una primera y una segunda distribuciones espectrales de energía de rayos X (SS_L , SS_H), y en el que la imagen (230) fantasma de calibración tiene una pluralidad de marcadores (232) radiopacos formados por un material marcador;
- 10 (b) un procesador (26) lógico de control configurado para ejecutar instrucciones programadas para:
- (i) obtener los datos de la imagen de proyección 2D a partir del detector (20);
- 15 (ii) calcular la geometría fuente-detector del aparato (100) de formación de imágenes correspondiente a los datos de imagen de proyección 2D adquiridos de la imagen (230) fantasma de calibración para la primera y segunda distribuciones de energía de rayos X (SS_L , SS_H);
- (iii) reconstruir una imagen de volumen en 3D del sujeto de acuerdo con los datos de imagen anatómica adquiridos del sujeto y la geometría fuente-detector calculada; y
- 20 (c) una pantalla (28) que está en comunicación de señal con el procesador (26) lógico de control y está configurada para mostrar una o más porciones de la imagen de volumen 3D reconstruida.
15. El procedimiento de la reivindicación 1 o el aparato (100) de la reivindicación 14, en el que el material marcador tiene un borde k dentro de un rango de energía de cualquiera de la primera o segunda distribuciones espectrales de energía de rayos X (SS_L , SS_H).

25



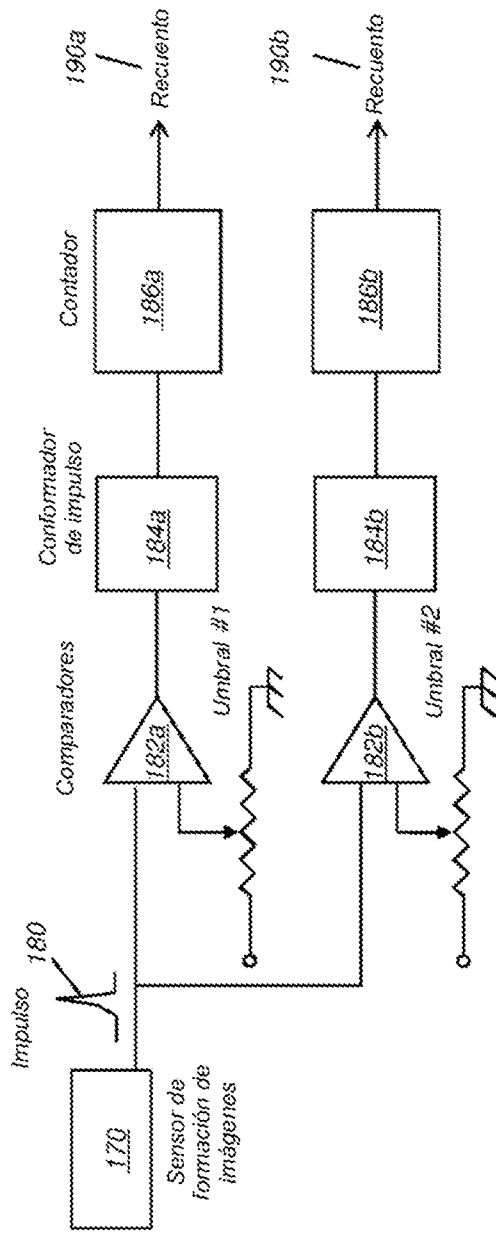


FIG. 2B

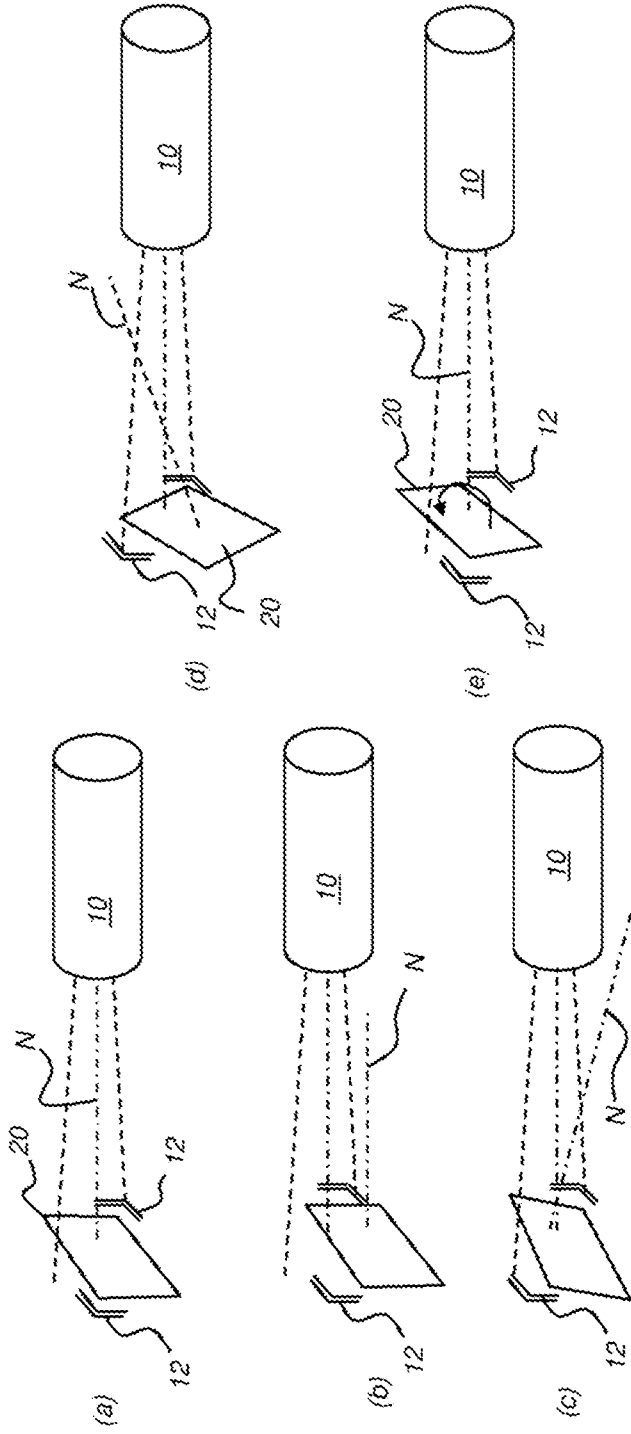


FIG. 3B

FIG. 3A

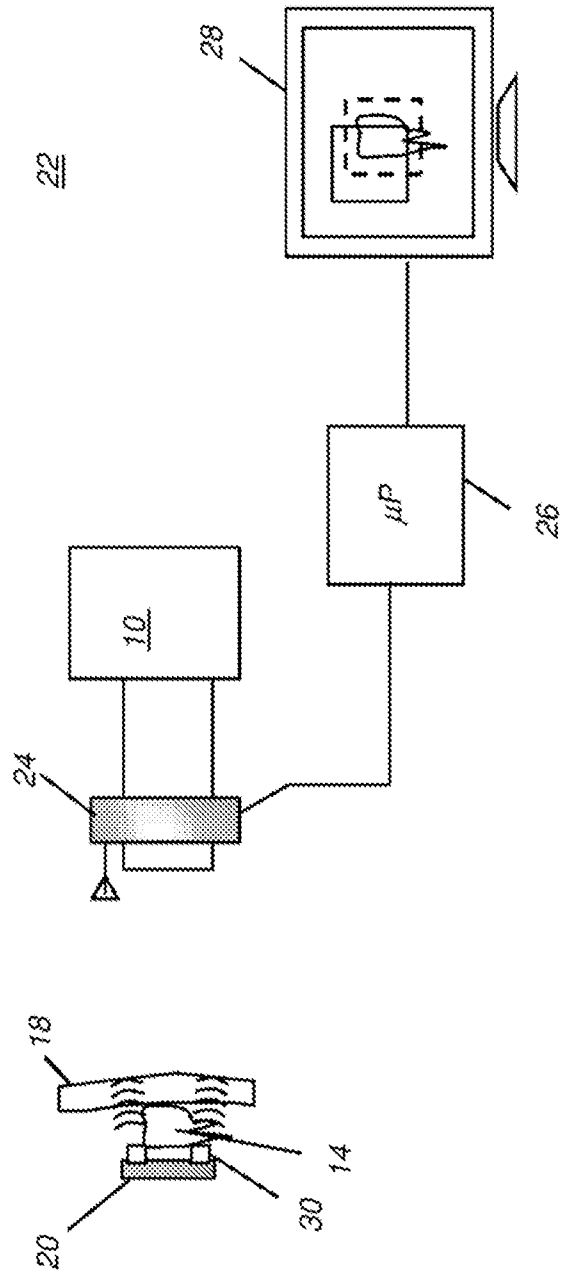


FIG. 4

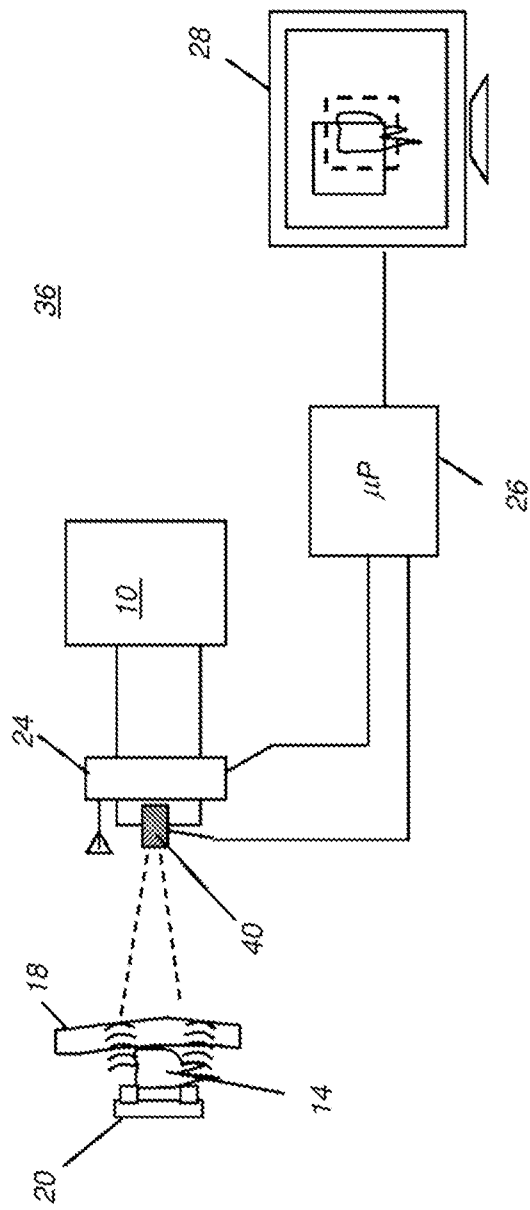


FIG. 5

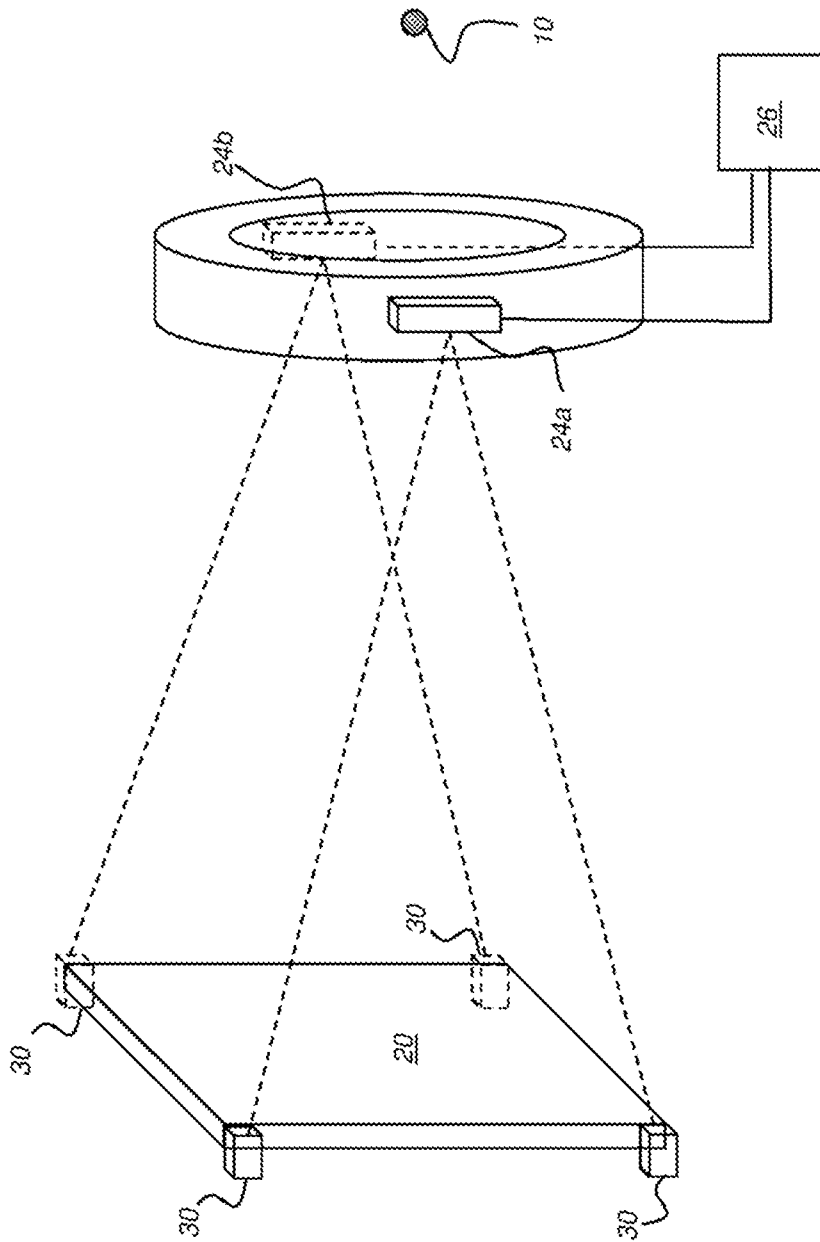


FIG. 6A

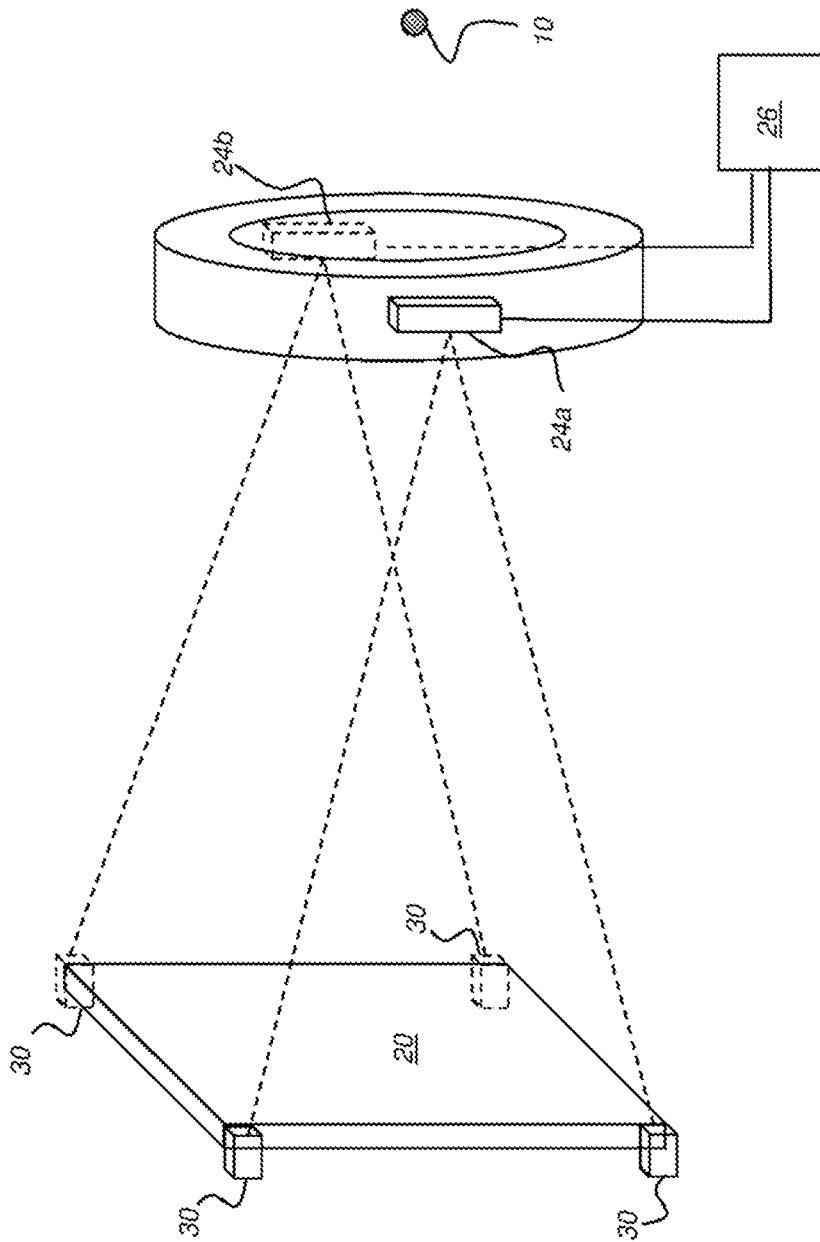


FIG. 6A

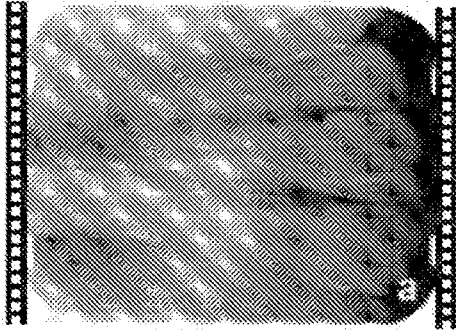


FIG. 6D

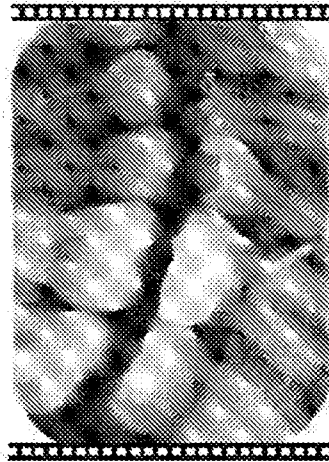


FIG. 6E

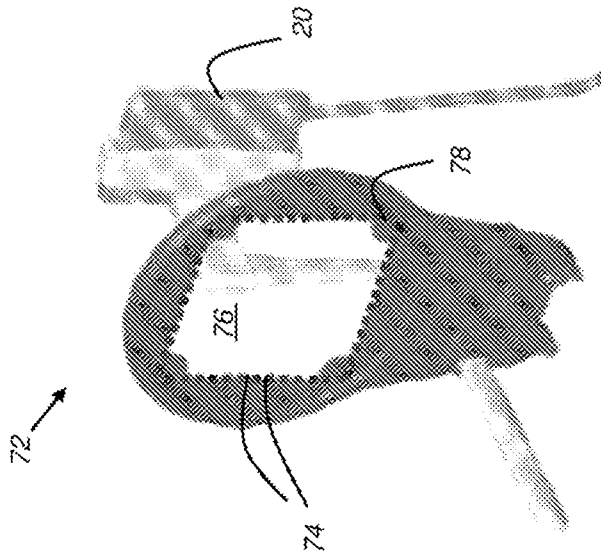


FIG. 6C

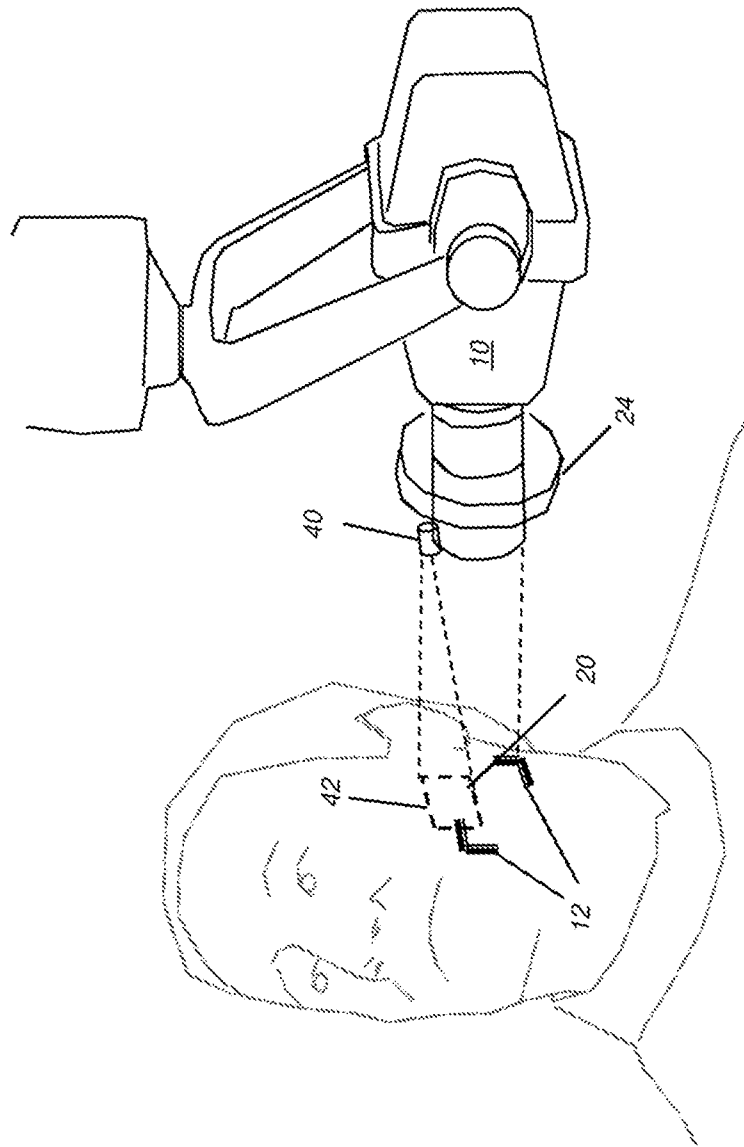


FIG. 7A

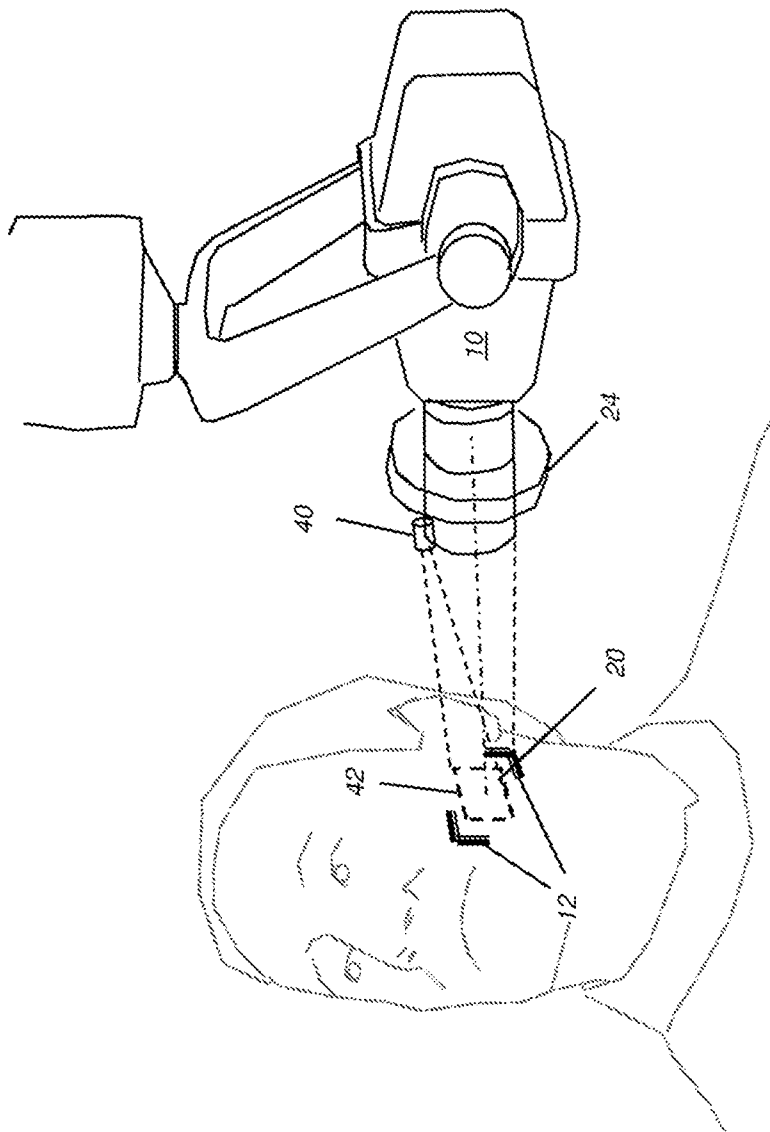


FIG. 7B

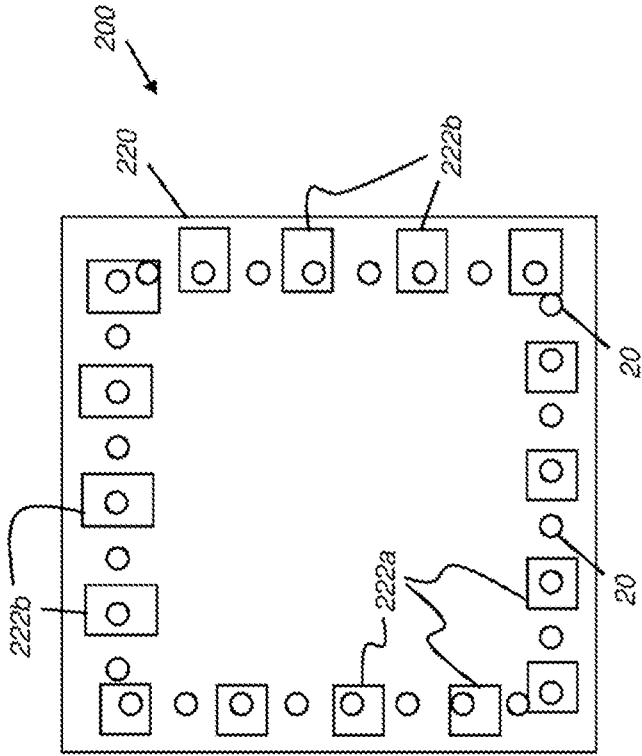


FIG. 8B

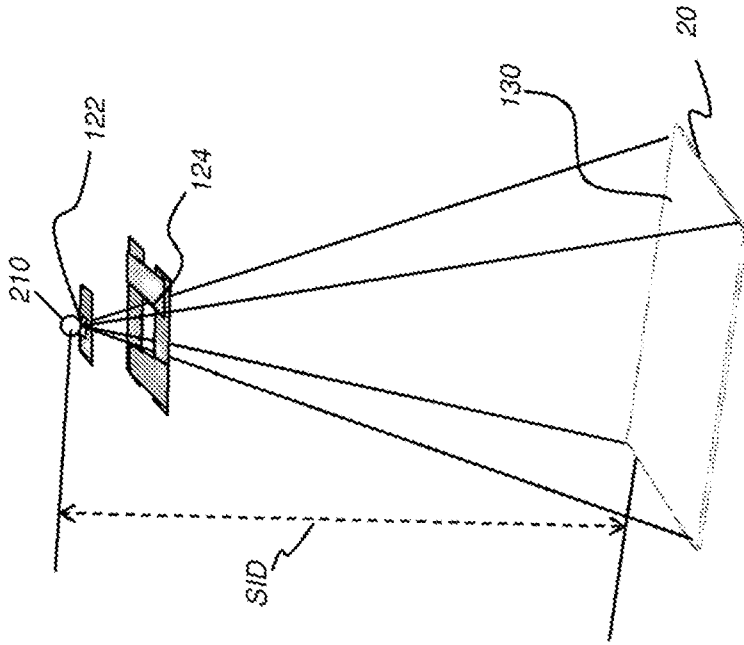


FIG. 8A

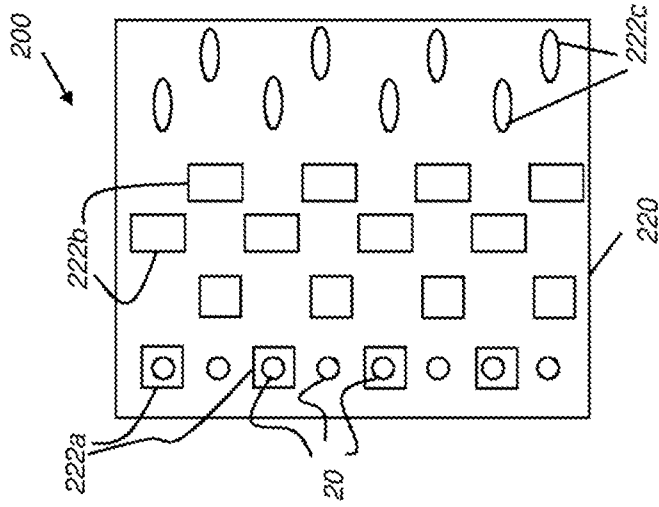


FIG. 8E

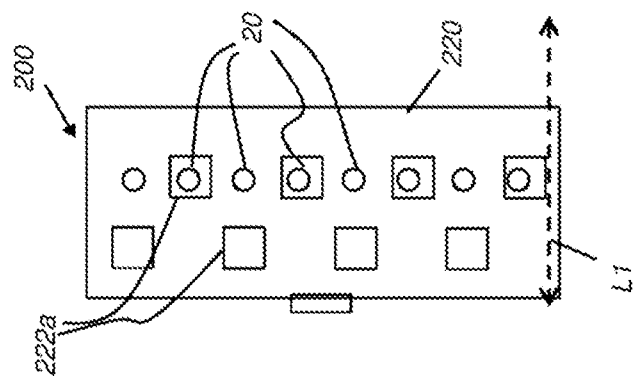


FIG. 8D

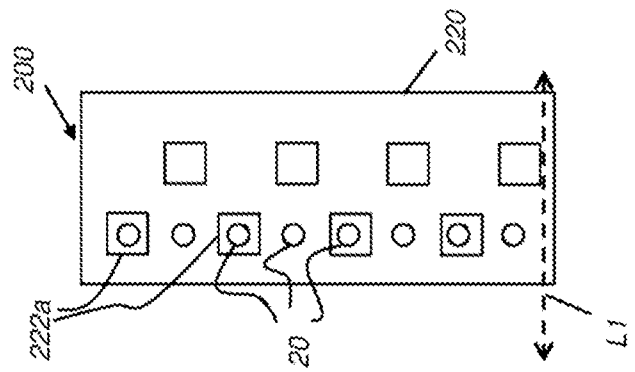


FIG. 8C

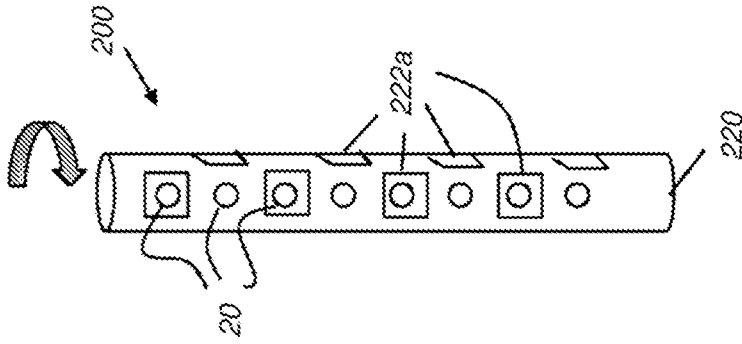


FIG. 8G

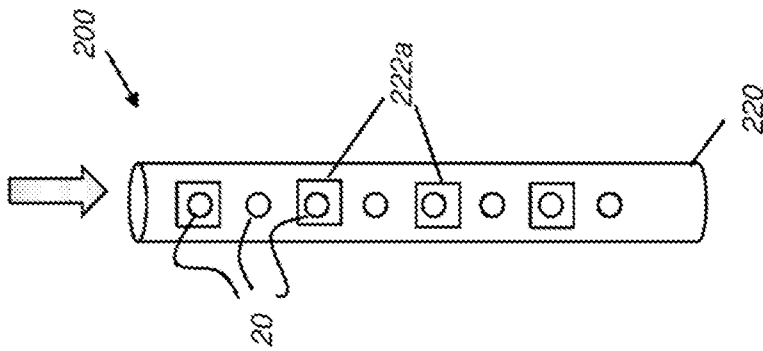
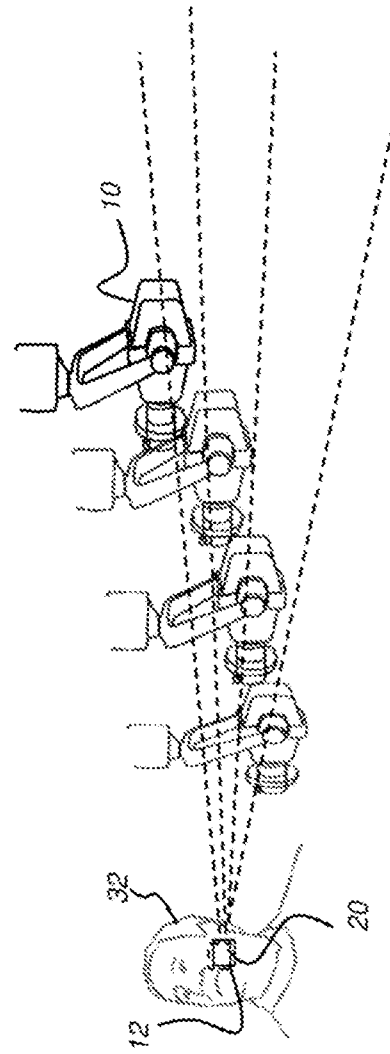
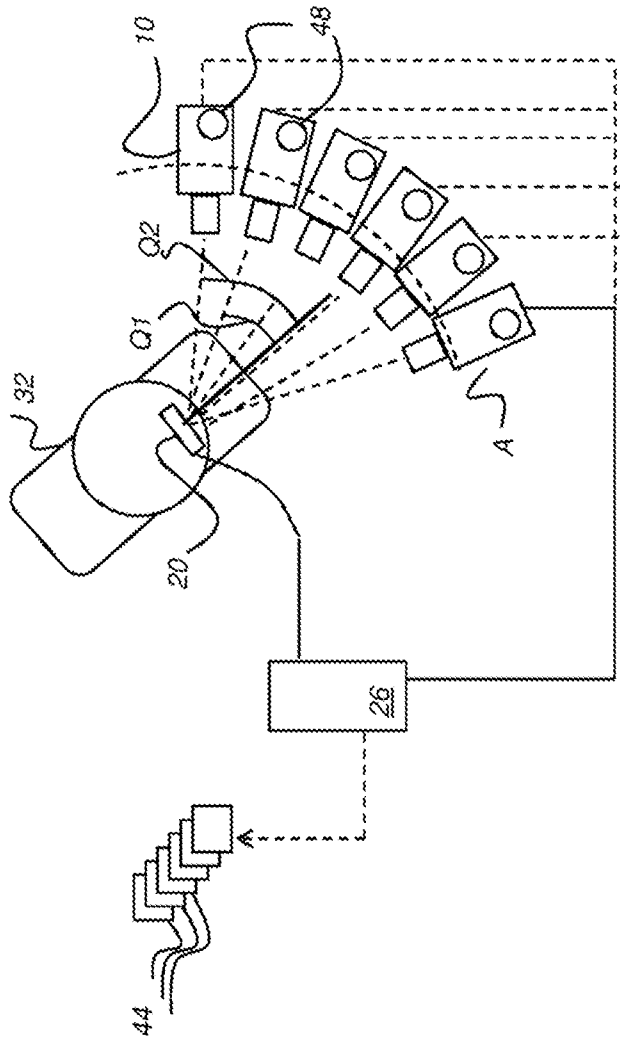


FIG. 8F



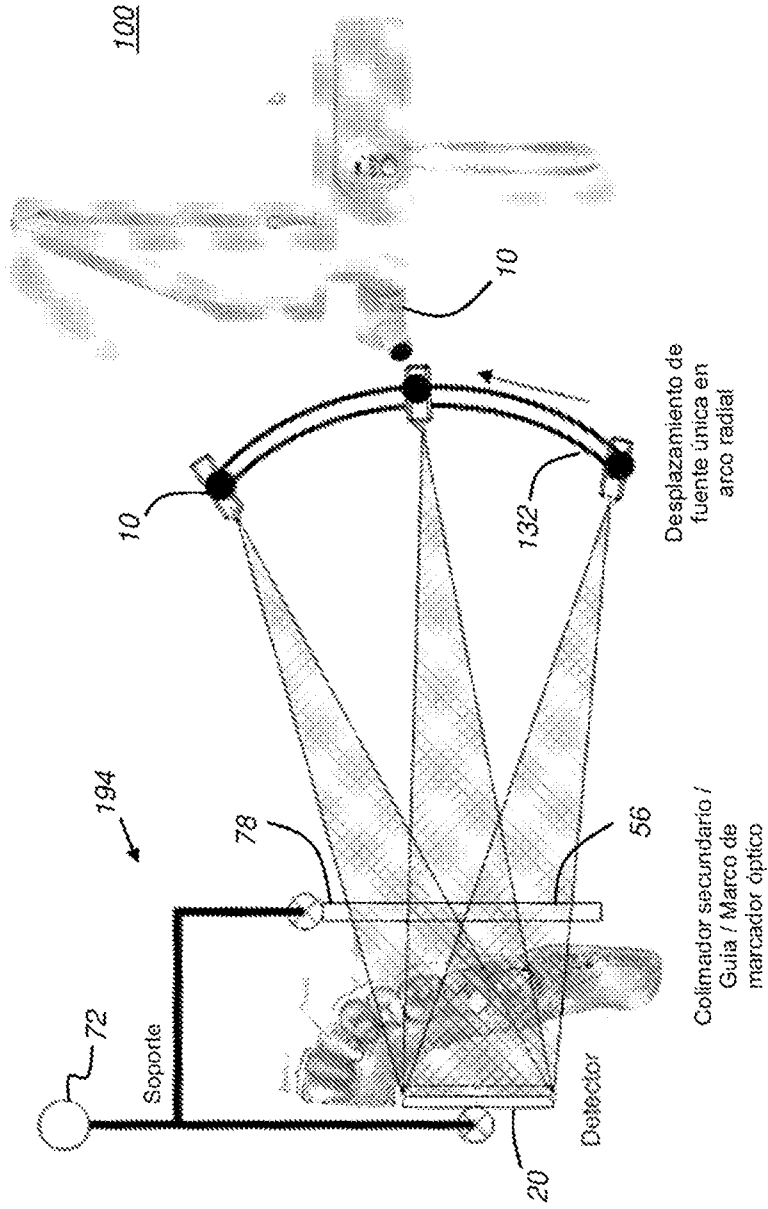


FIG. 10A

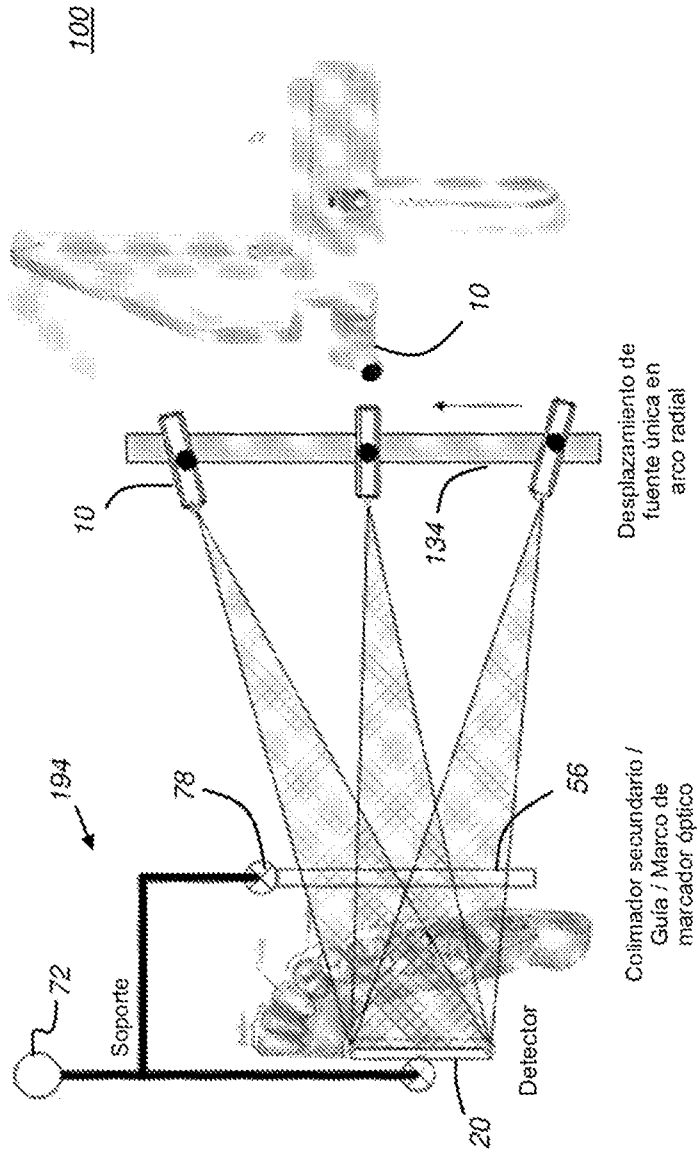


FIG. 10B

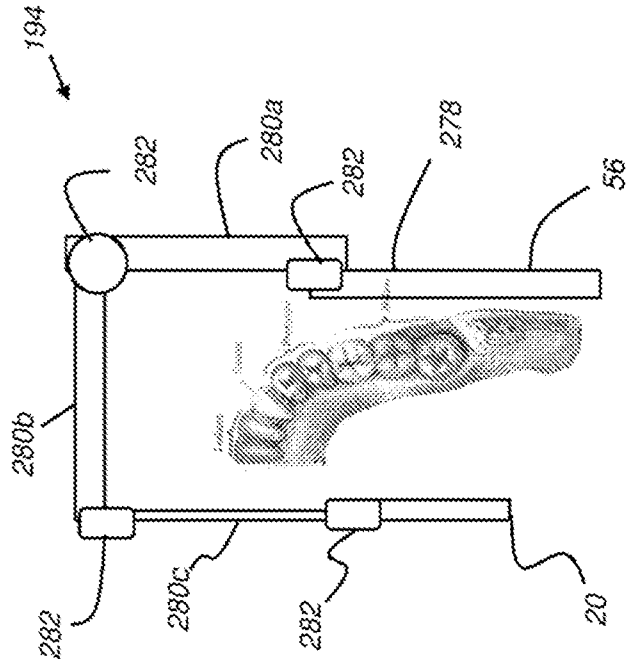


FIG. 10C

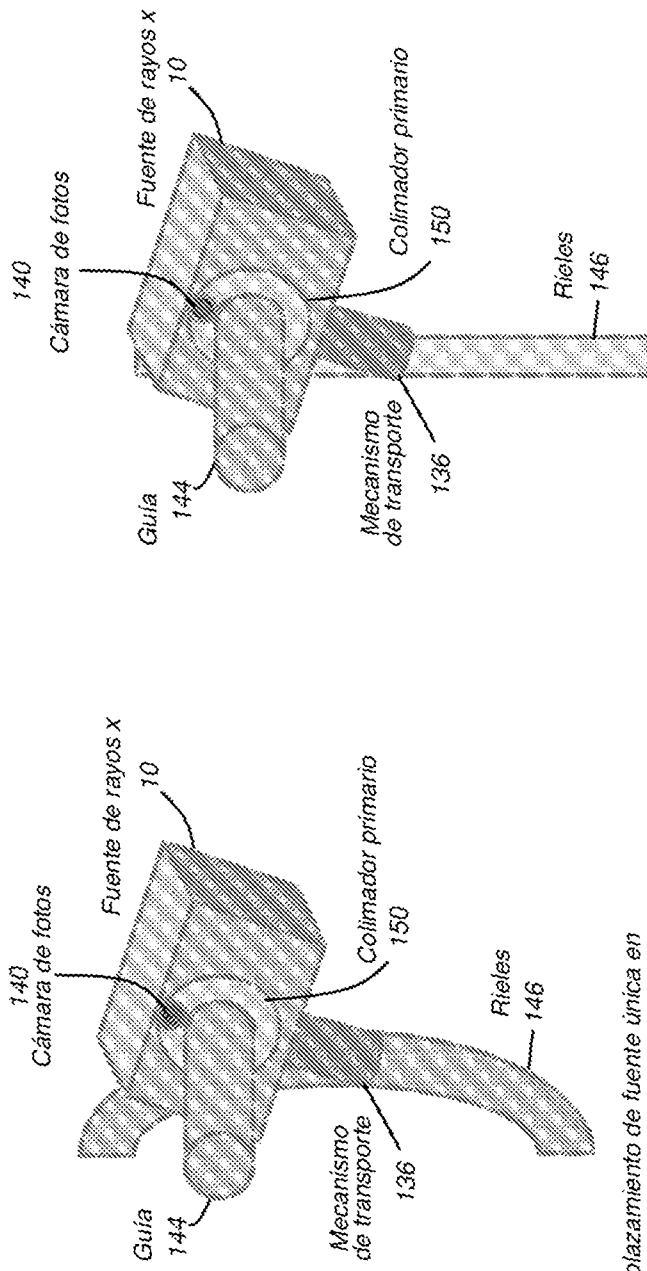


FIG. 11B

FIG. 11A

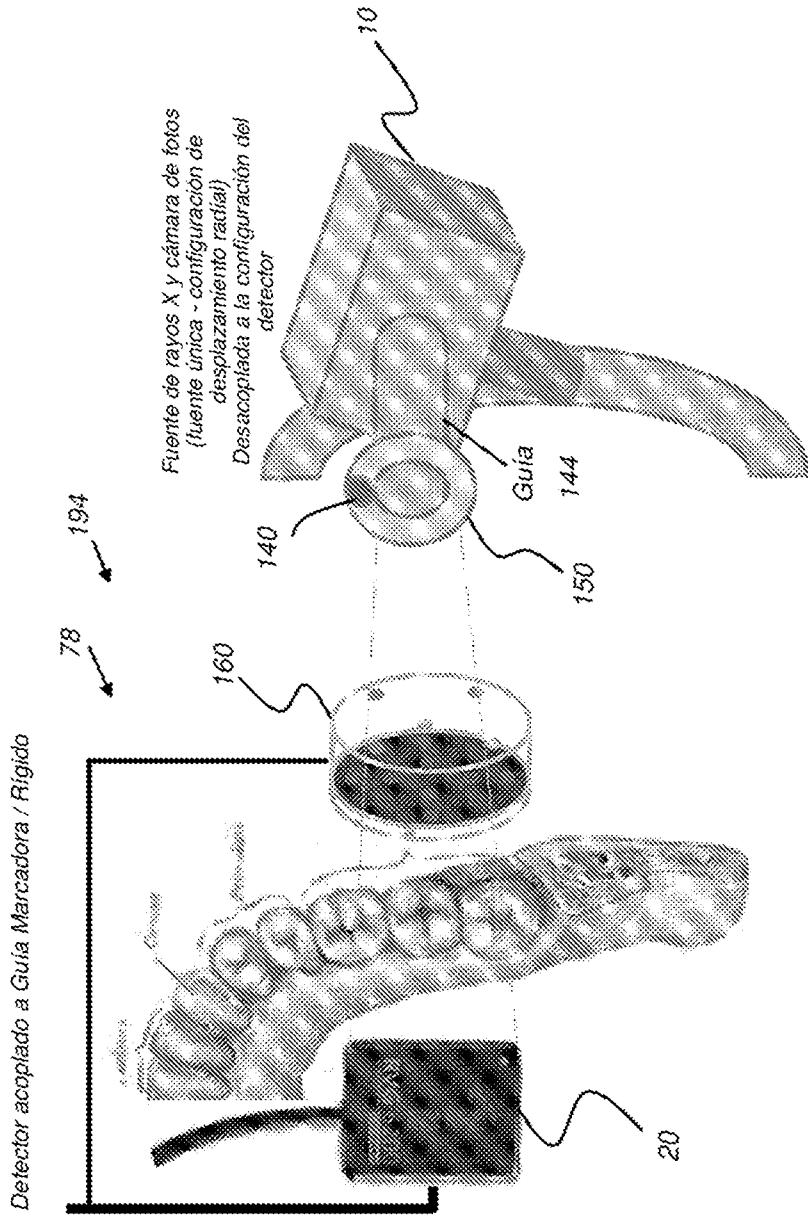


FIG. 12A

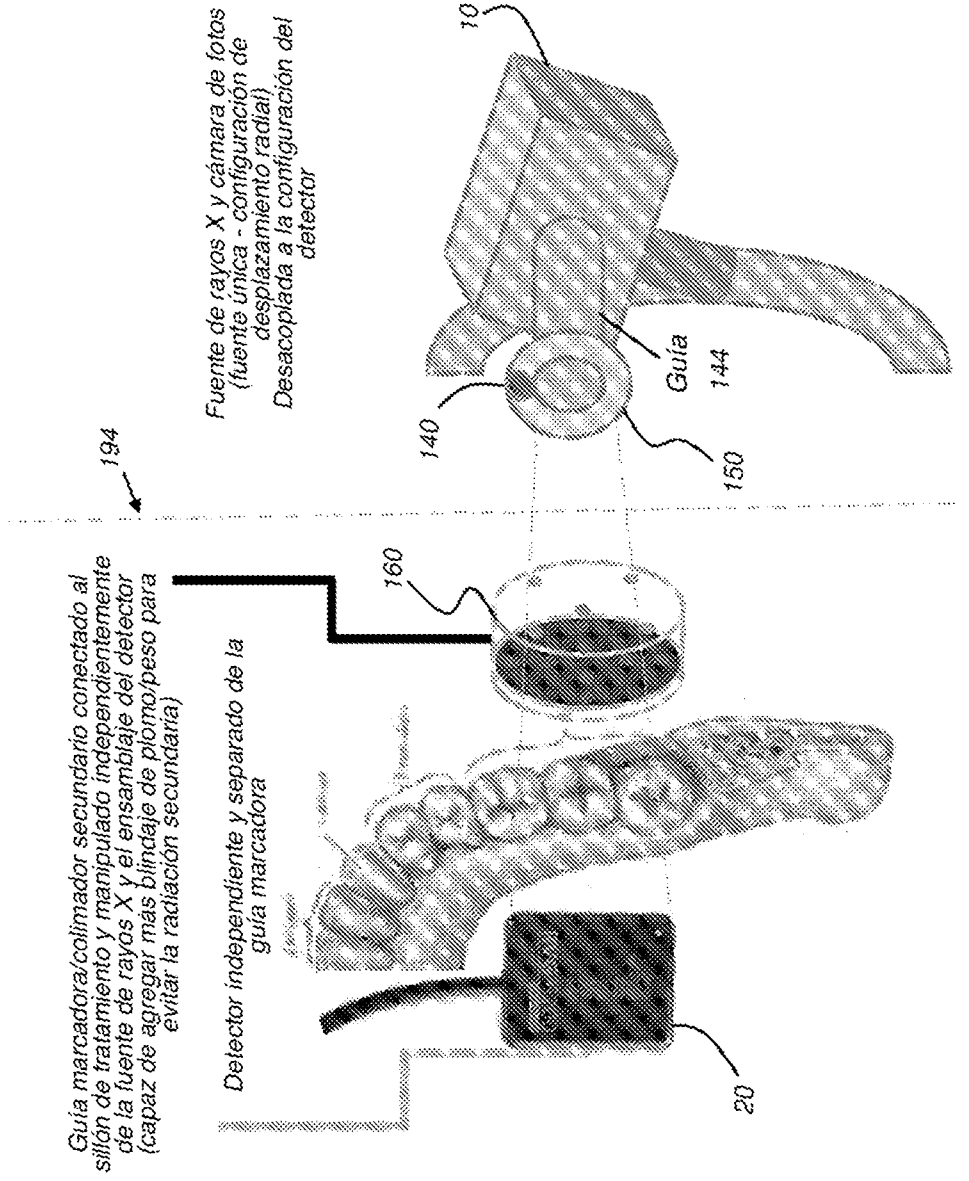
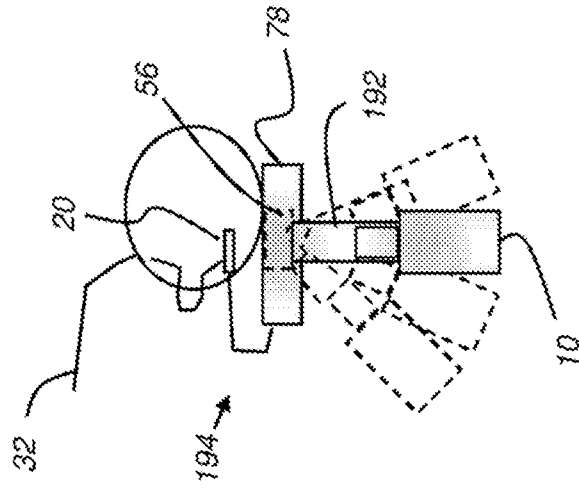
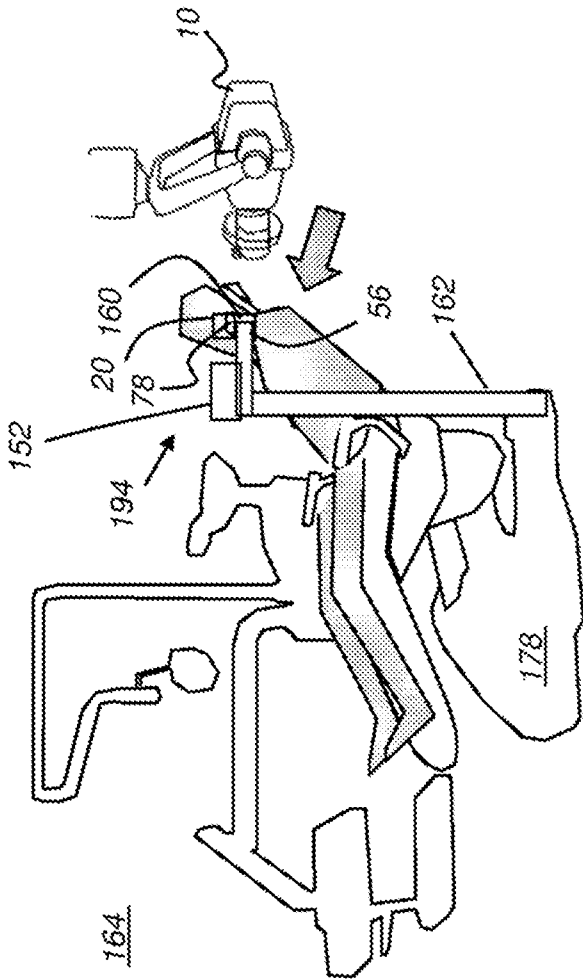
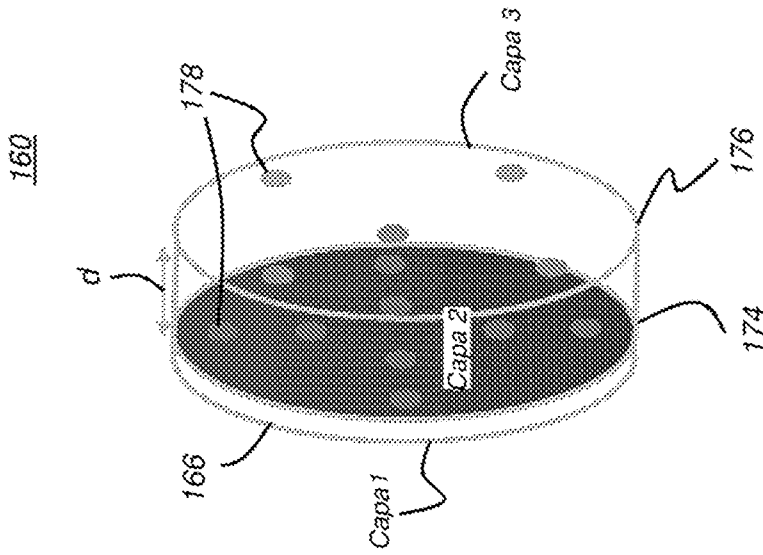


FIG. 12B





La guía marcadora soportará

- Extracción de geometría de escaneo mediante marcadores ópticos
- Filtro de colimación secundaria / radiación parásita
- El uso de imágenes fotográficas de marcadores puede ayudar a alinear / posicionar / dirigir el cono de rayos X.

FIG. 14A

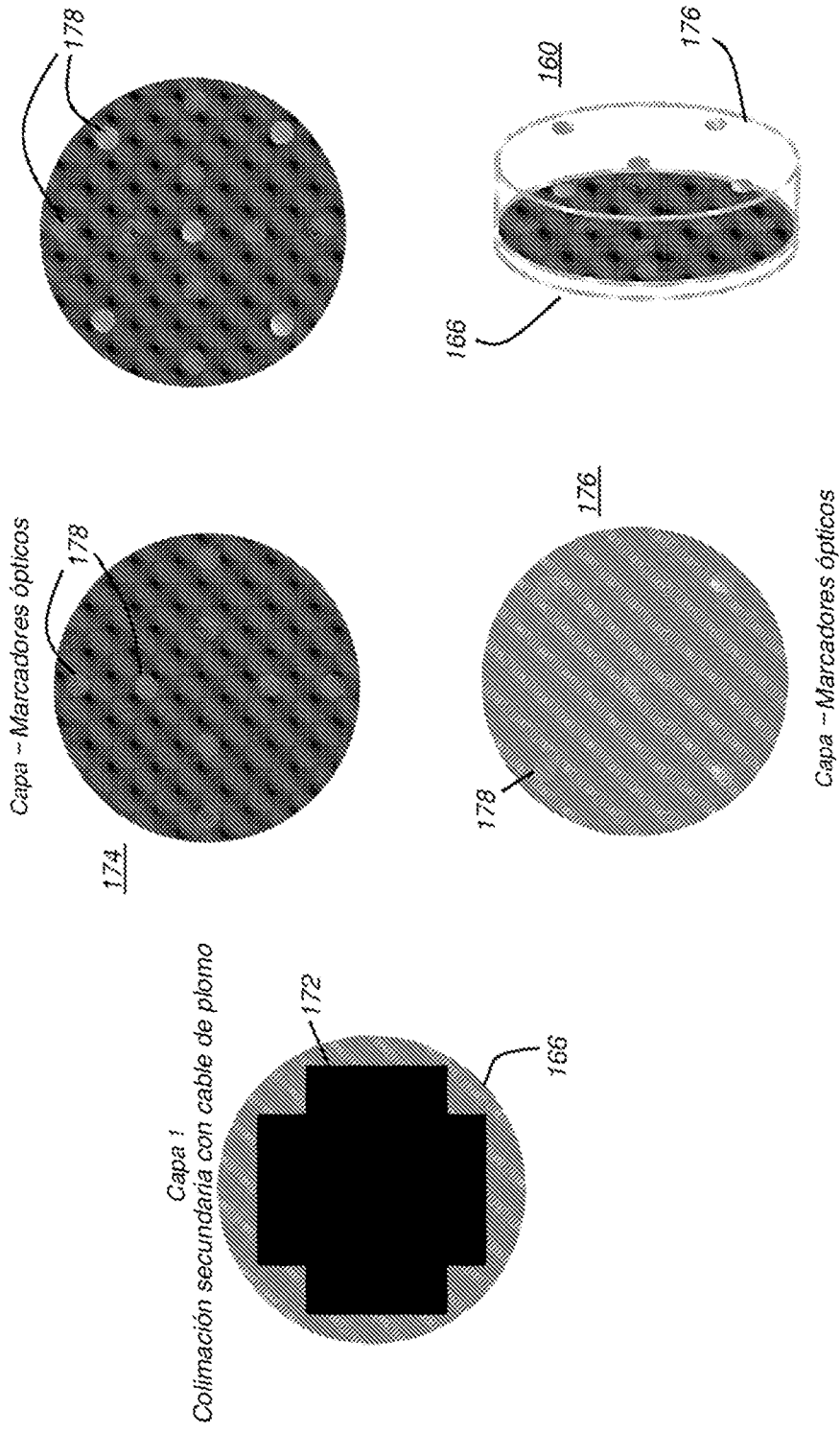


FIG. 14B

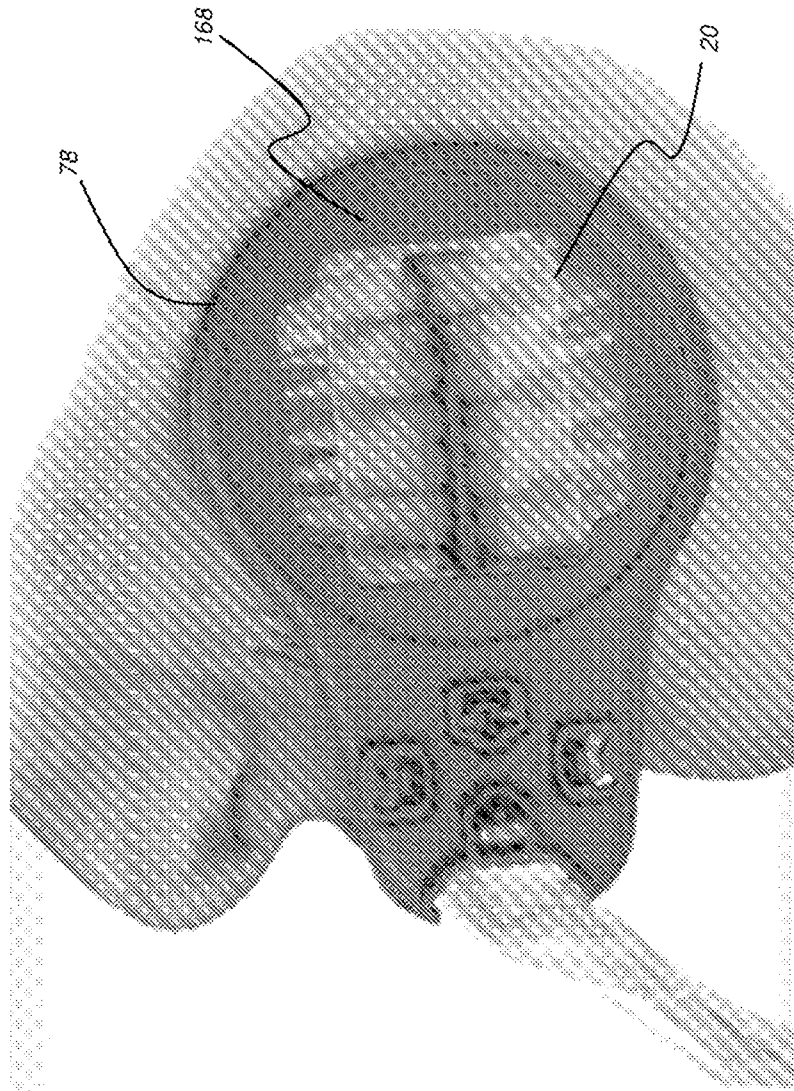


FIG. 15

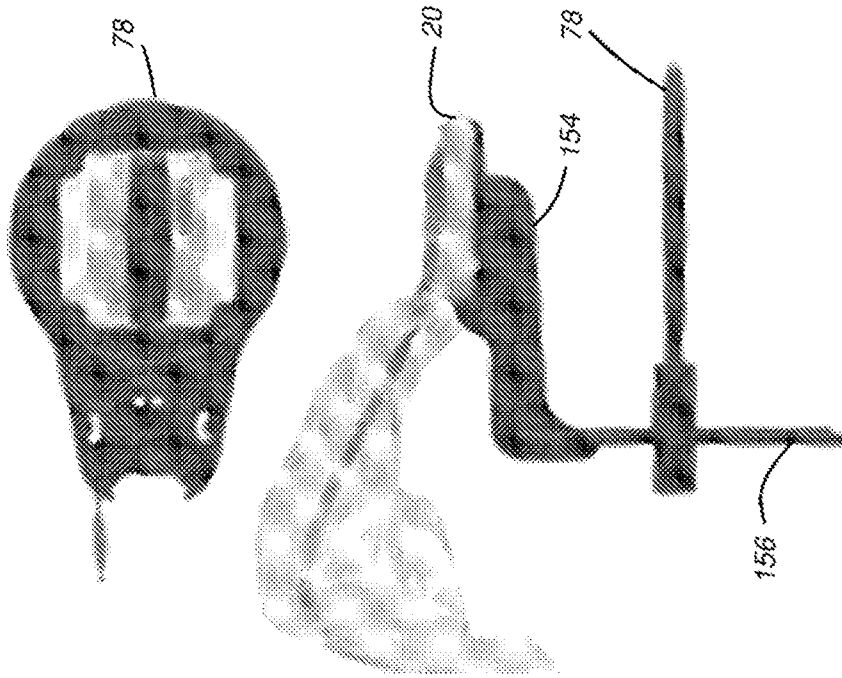


FIG. 16

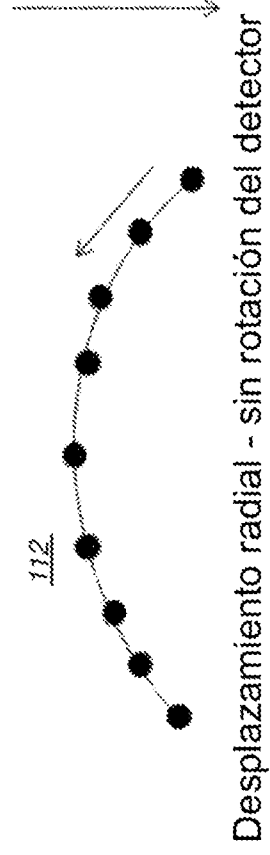
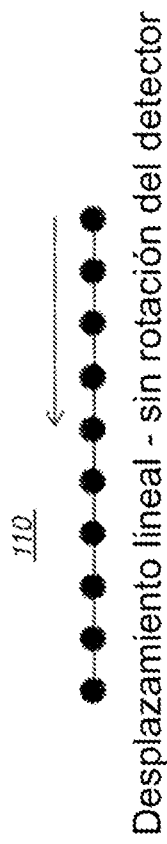
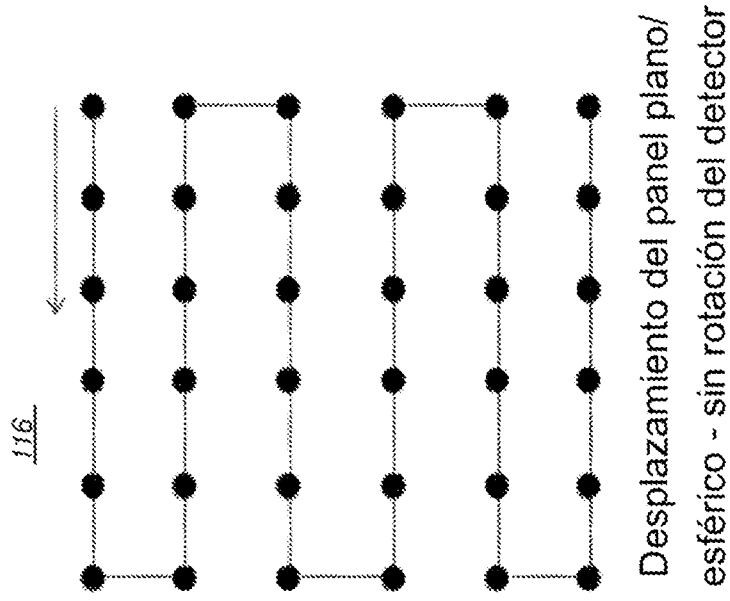


FIG. 17

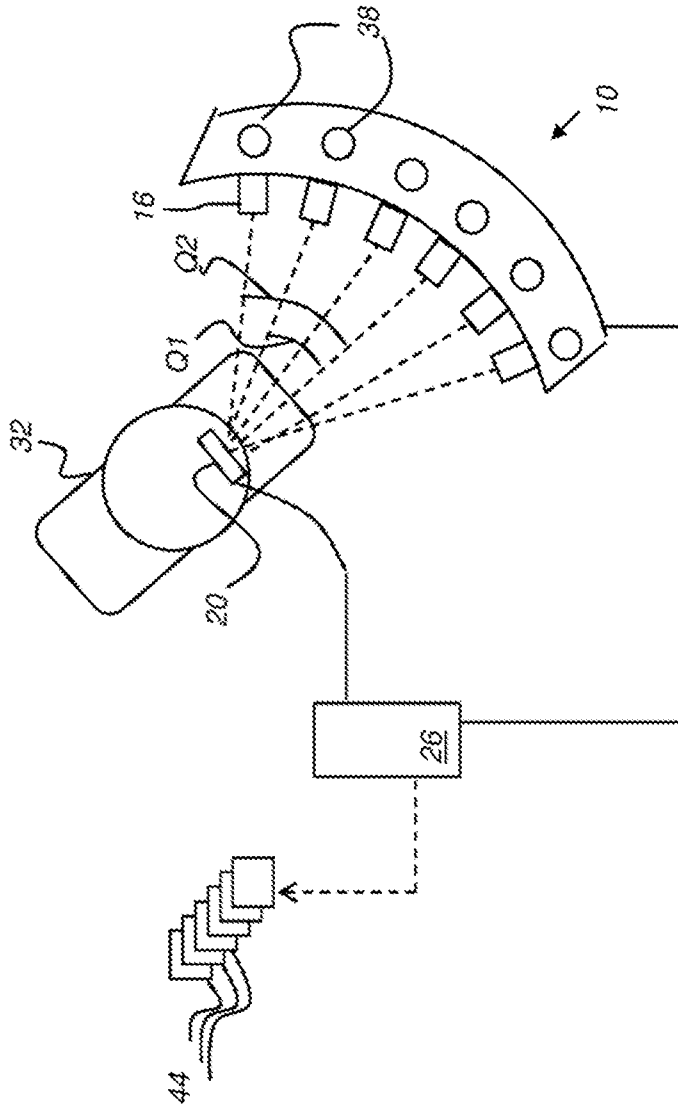


FIG. 18

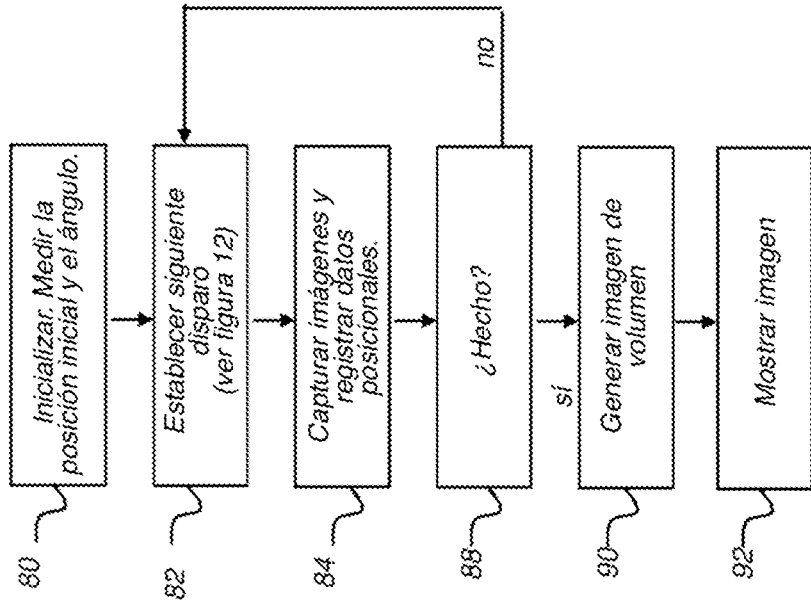


FIG. 20

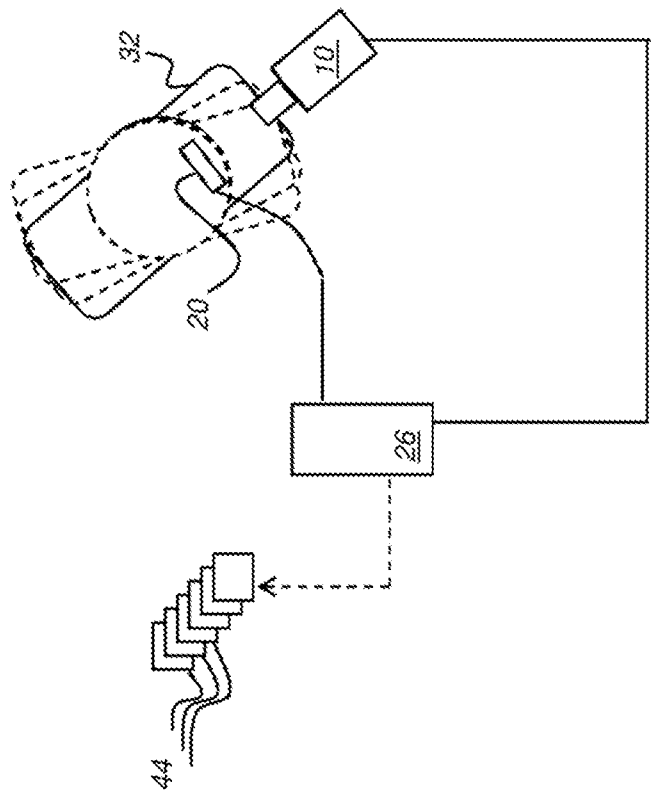


FIG. 19

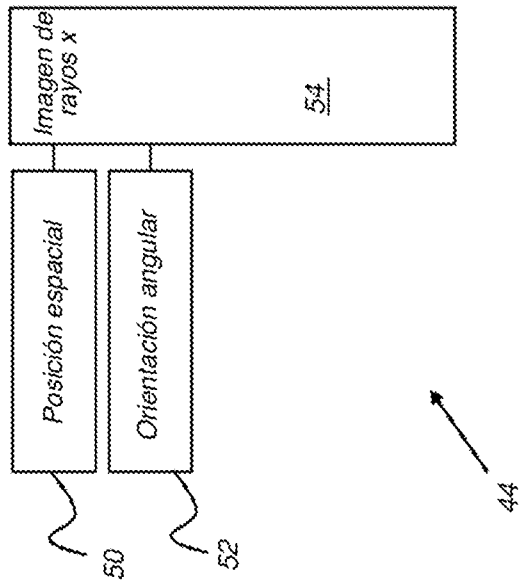


FIG. 21

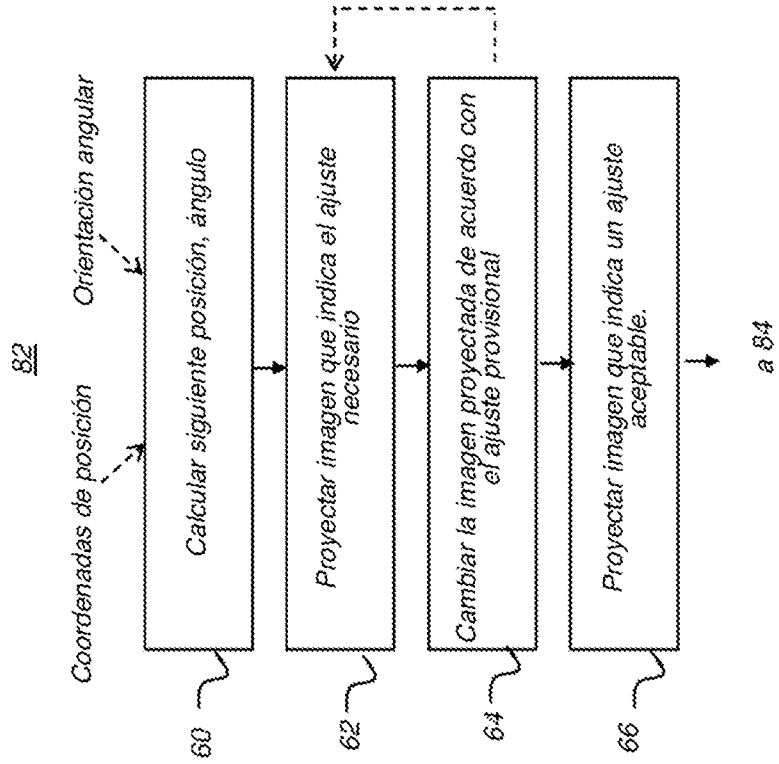


FIG. 22

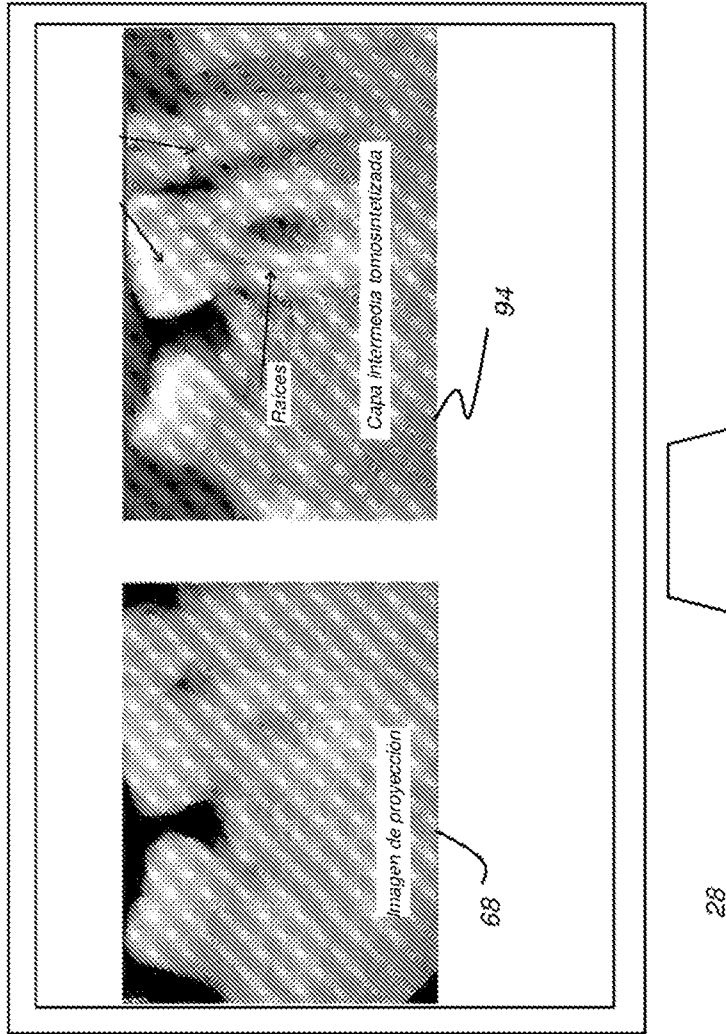


FIG. 23

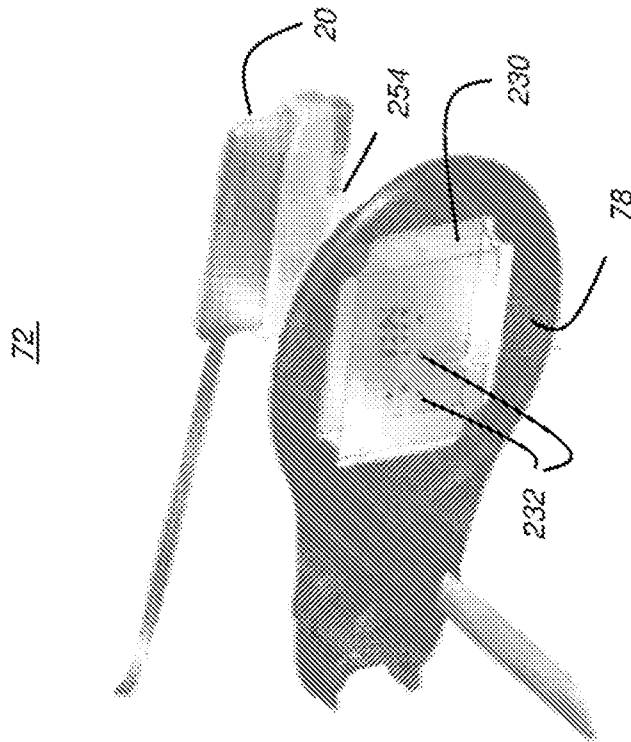


FIG. 24

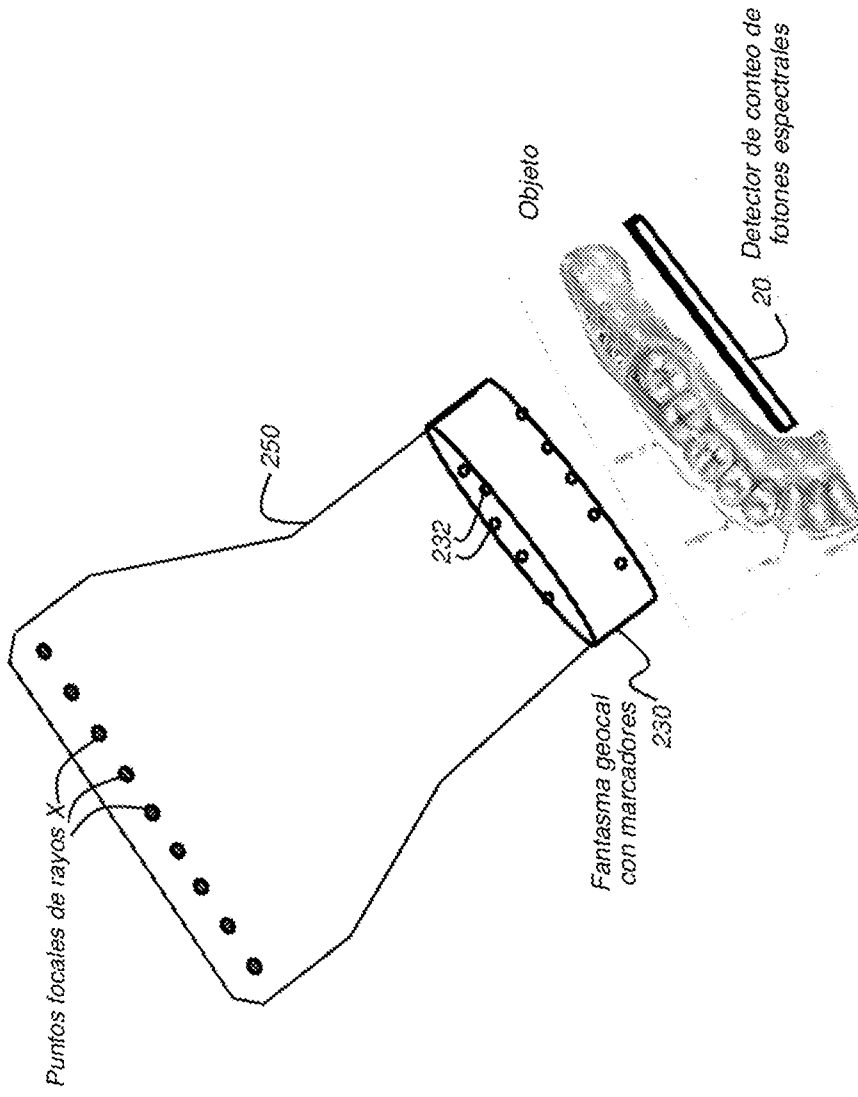


FIG. 25

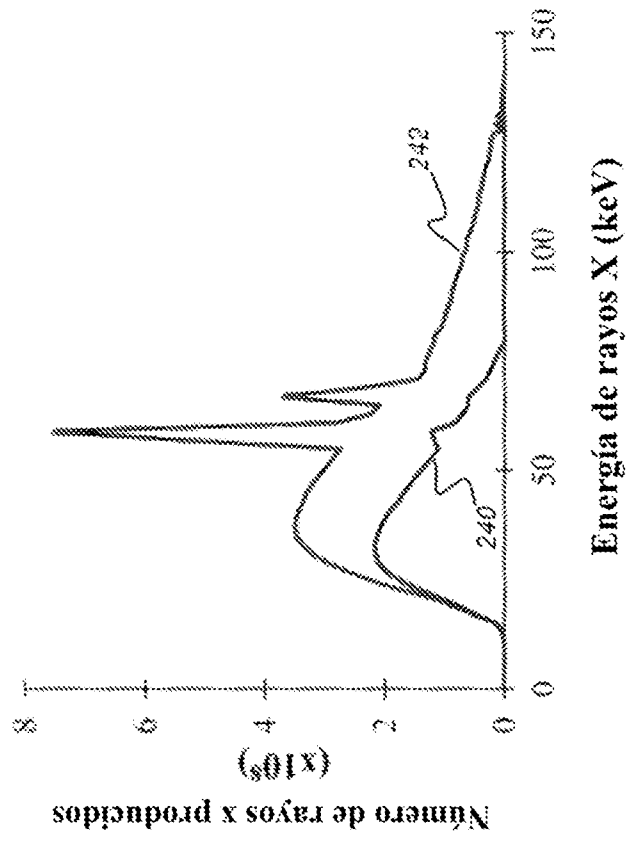


FIG. 26A

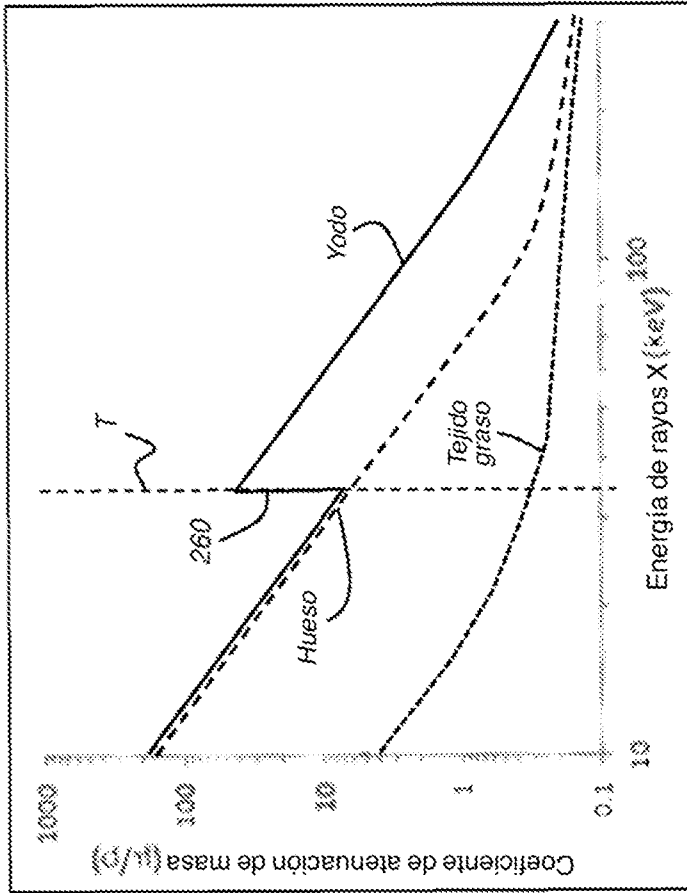


FIG. 26B

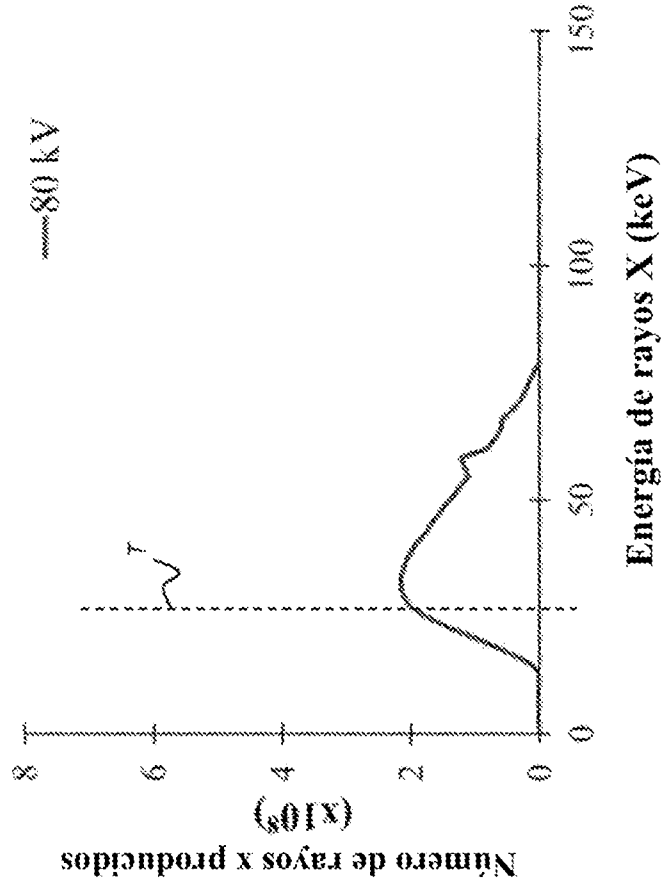


FIG. 26C

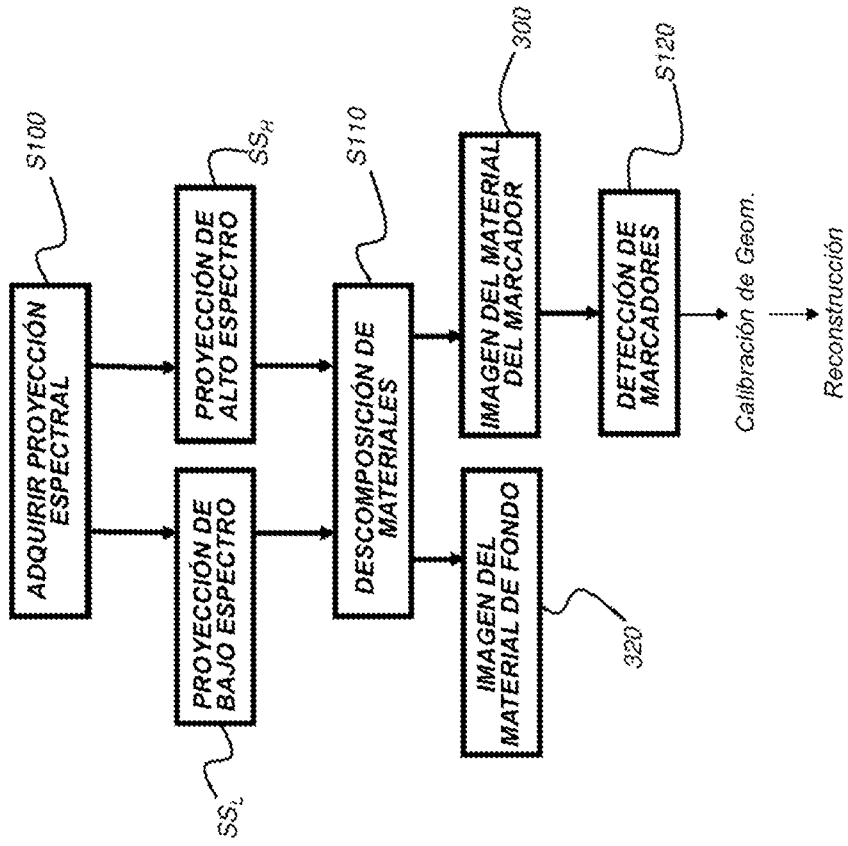


FIG. 27

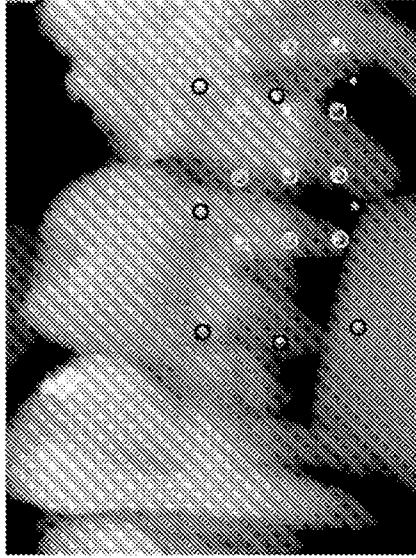
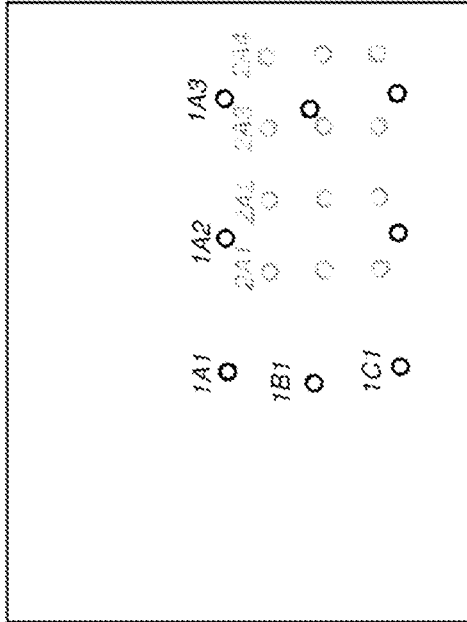
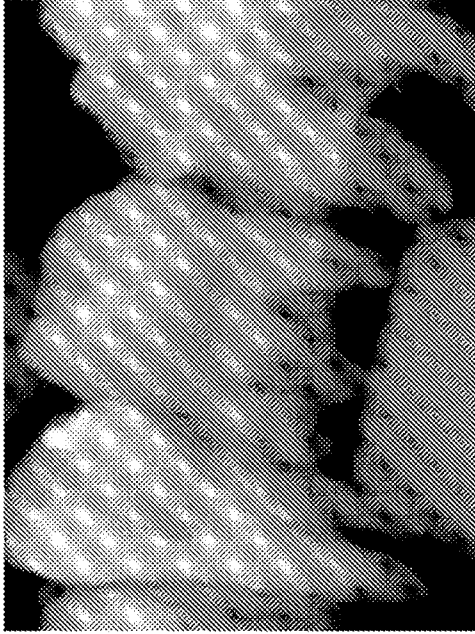


FIG. 28A



310

FIG. 28B



320

FIG. 28C