

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 935 893**

51 Int. Cl.:

A61B 6/06 (2006.01)

A61B 6/14 (2006.01)

A61B 6/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **15.03.2013 PCT/IB2013/000952**

87 Fecha y número de publicación internacional: **13.03.2014 WO14037770**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.03.2013 E 13732221 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.12.2022 EP 2892432**

54 Título: **Aparato para la obtención parcial de imágenes por TC**

30 Prioridad:

07.09.2012 US 201261698061 P

12.12.2012 US 201261736025 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
13.03.2023

73 Titular/es:

TROPHY (100.0%)

**4 Rue Fernand Pelloutier Croissy-Beaubourg
77435 Marne La Vallée Cedex 2, FR**

72 Inventor/es:

**BOTHOREL, SYLVIE;
LOUSTAUNEAU, VINCENT;
MAURY, COLOMBE y
INGLESE, JEAN-MARC**

74 Agente/Representante:

GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo

ES 2 935 893 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

Aparato para la obtención parcial de imágenes por TC

- 5 La presente invención se refiere en general al campo de la obtención de imágenes volumétricas y más particularmente a aparatos y métodos para obtener imágenes volumétricas de dientes y otras estructuras dentro de la cabeza.

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

- 10 Un aparato de obtención de imágenes por tomografía computarizada (TC) o TC de haz cónico (CBCT) funciona adquiriendo múltiples imágenes 2D con un conjunto de obtención de imágenes giratorio o pórico que tiene una fuente de rayos X y, frente a la fuente de rayos X, un sensor de obtención de imágenes que gira alrededor de un eje fijo en relación con el paciente del que se están obteniendo las imágenes. La TC y la CBCT permiten reconstruir imágenes en 3D o en volumen de las estructuras anatómicas del paciente. Se reconoce que las imágenes volumétricas resultantes son especialmente valiosas para obtener información útil que ayude al diagnóstico y al tratamiento. En el contexto de la presente divulgación, el término "TC" se utiliza para incluir sistemas de TC de diversos tipos, incluyendo los sistemas CBCT.

- 15 Existe interés en el uso de obtención de imágenes por TC en aplicaciones odontológicas y otorrinolaringológicas (ORL), así como para la obtención de otras imágenes de la cabeza del paciente.

- También se hace referencia al documento US 2004 / 202 283 A1 que divulga un aparato de TC por rayos X que incluye al menos una fuente de irradiación de rayos X, al menos un detector de rayos X, al menos un colimador configurado para crear una abertura que es móvil en al menos una de una dirección de corte y una dirección de canal, al menos una parte de procesamiento de imágenes configurada para extraer una porción de los datos de volumen, un controlador configurado para ajustar la abertura del al menos un colimador a un segundo tamaño de abertura de acuerdo con un segundo intervalo de exploración similar a un cilindro que está configurado para limitar el volumen de interés y configurado para realizar un segundo escaneo, y al menos una parte de reconstrucción.

- 25 El documento EP 2 364 648 A1 divulga un aparato de obtención de imágenes por rayos X (100) incluyendo una parte de generación por rayos X, una parte de detección por rayos X y un mecanismo de accionamiento de revolución que realiza la obtención de imágenes por rayos X girando ambas partes alrededor del objeto mientras están opuestas entre sí con dicho objeto interpuesto entre ellas. El aparato de obtención de imágenes por rayos X controla una parte de restricción para restringir una transmisión de rayos X de tal forma que el tamaño del punto focal de un haz de rayos X utilizado en la obtención de imágenes de TC por rayos X de una región de obtención de imágenes relativamente estrecha sea menor que el tamaño del punto focal de un haz de rayos X utilizado con respecto a una región de obtención de imágenes relativamente grande respectiva.

- 30 El documento US 2003 / 076 920 A1 divulga un aparato de tomografía computarizada de rayos X que incluye un primer y un segundo sistema de detección de datos. Una unidad de reconstrucción reconstruye los datos de la imagen con base en los datos detectados por al menos uno de los sistemas de detección de datos primero y segundo. Una unidad de control supervisa el primer sistema de detección de datos. En un período durante el cual el primer sistema de detección de datos es normal, la adquisición de datos es realizada tanto por el primer sistema de detección de datos como por el segundo sistema de detección. En un período durante el cual el primer sistema de detección de datos está averiado, la adquisición de datos la realiza únicamente el segundo sistema de detección de datos.

- 35 El documento US 6 501 828 B1 divulga un método y un aparato para influenciar rayos x en una trayectoria del haz, el aparato de rayos x que tiene una fuente de rayos x y un receptor de rayos x, la fuente de rayos x siendo ajustable en relación con un sujeto y emitiendo rayos x en la dirección hacia el receptor de rayos x durante el curso de exposiciones radiológicas del sujeto. El aparato de rayos X tiene una disposición en la trayectoria del haz de rayos X para influir en la forma y/o el perfil de intensidad del haz de rayos X, y esta disposición es ajustable dinámicamente durante las exposiciones radiológicas del sujeto para influir en la forma y/o el perfil de intensidad de los rayos X.

SUMARIO DE LA INVENCION

- 40 De acuerdo con la presente invención, se proporciona un aparato para obtención de imágenes por tomografía computarizada como se establece en la reivindicación 1 y un método para obtención de imágenes por tomografía computarizada como se establece en la reivindicación 9.
- 45 Otras realizaciones de la invención se divulgan, entre otras cosas, en las reivindicaciones dependientes. Las realizaciones de la presente invención responden a la necesidad de avanzar en el campo de la obtención de imágenes por TC, en particular para la obtención de imágenes de dientes y otras estructuras de la cabeza. Las realizaciones de la presente invención proporcionan un aparato para la obtención de imágenes por TC que ajusta dinámicamente el haz de radiación, centrando el haz aparte del eje de rotación utilizando el ensamblaje colimador, de modo que, en relación con un plano x-y, no es necesaria la colocación de precisión de un eje de modo que se extienda a través de un centro de la región de interés.

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

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Lo anterior 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. Una cierta exageración de los tamaños de las características o de sus relaciones geométricas o angulares puede ser útil para mostrar las características de la presente invención con mayor claridad.

La FIG. 1 es un diagrama esquemático que muestra un aparato de obtención imágenes dentales por TC extraorales.

La FIG. 2A es una vista superior que muestra las relaciones angulares para la obtención de imágenes por TC en un primer ángulo.

La FIG. 2B es una vista superior que muestra las relaciones angulares para la obtención de imágenes por TC en un segundo ángulo, desplazado desde el primer ángulo de la FIG. 2A.

La FIG. 3 es un diagrama esquemático que muestra un aparato de obtención de imágenes dentales por TC extraorales de acuerdo con una realización de la presente invención.

La FIG. 4A es un diagrama esquemático que muestra los componentes de un colimador de láminas para obtención de imágenes por TC.

La FIG. 4B es un diagrama esquemático que muestra un colimador de hendidura para obtención de imágenes por TC.

Las FIGS. 5A-5E muestran vistas superiores que ilustran diferentes ángulos en una secuencia de obtención de imágenes utilizando el colimador ajustable para la dirección del haz de acuerdo con una realización de la presente invención.

La FIG. 6 es un diagrama de flujo lógico que enumera los pasos para obtener un escaneo TC de acuerdo con una realización de la presente invención.

Las FIGS. 7 A - 7D son vistas superiores que muestran diferentes ángulos en una secuencia de obtención de imágenes utilizando el colimador ajustable para la dirección del haz de acuerdo con una realización alternativa de la presente invención.

Las FIGS. 8A - 8D son vistas superiores que muestran diferentes ángulos en una secuencia de obtención de imágenes utilizando el colimador ajustable para la dirección del haz de acuerdo con otra realización alternativa de la presente invención.

La FIG. 9 es un diagrama de flujo lógico que enumera los pasos para obtener un escaneo por TC de acuerdo con una realización alternativa de la presente invención.

La FIG. 10 es un diagrama esquemático que muestra el uso de un colimador de láminas para desviar el haz de rayos X en dirección vertical.

Las FIGS. 11 A - 11 D son vistas superiores que muestran diferentes ángulos en una secuencia de obtención de imágenes utilizando el colimador ajustable para la dirección del haz junto con un sensor más pequeño que se mueve a lo largo de una pista de acuerdo con una realización de la presente invención.

La FIG. 11 E es un diagrama esquemático que muestra una realización alternativa para el movimiento del sensor de rayos X a lo largo de una pista.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

Lo que sigue es una descripción detallada de las realizaciones preferidas de la invención, con referencia a los dibujos en los que los mismos números de referencia identifican los mismos elementos de estructura en cada una de las diversas figuras.

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

Cuando se utilizan, los términos "primero", "segundo", "tercero", etc., no denotan necesariamente ninguna relación ordinal o de prioridad, sino que pueden utilizarse para distinguir más claramente un elemento o intervalo de tiempo de otro.

Como se usa en el presente documento, el término "energizable" se refiere a un dispositivo o conjunto de componentes que pueden ser energizados para realizar una función indicada al recibir energía y, opcionalmente, al recibir una señal habilitadora. El término "accionable" tiene su significado convencional, relativo a un dispositivo o componente capaz de efectuar una acción en respuesta a un estímulo, tal como en respuesta a una señal eléctrica, por ejemplo.

De acuerdo con la presente divulgación, las líneas son sustancialmente paralelas cuando sus direcciones difieren en

no más de aproximadamente 0,5 grados. Cuando los ángulos superan este intervalo, se considera que las líneas no son paralelas.

La FIG. 1 muestra una realización de un aparato 400 de obtención de imágenes por TC. Una columna 3 vertical soporta un brazo 2 horizontal que se ajusta a la altura del paciente. El brazo 2 horizontal soporta una montura 4 sobre un eje 5. La montura 4 soporta tanto una fuente 6 de rayos X como, frente a la fuente de rayos X, un sensor 7 de rayos X. La fuente 6 y el sensor 7 están diseñados para girar alrededor del eje 5, es decir, con rotación en el plano x-y. El paciente se coloca en línea con el eje 5 entre la fuente 6 y el sensor 7, de modo que la mayor parte de la radiación que se dirige desde la fuente 6 hacia el sensor 7 pasa a través del paciente. El posicionamiento fijo del paciente es posible gracias a un aparato 14 de posicionamiento del paciente que está acoplado al aparato 400 de obtención de imágenes por TC y puede incluir un soporte para la barbilla, un elemento de mordida, soportes temporales, varillas para las orejas, un soporte para la frente o una correa para fijar la posición de la cabeza del paciente, por ejemplo. A medida que la montura gira a cada una de las diferentes posiciones angulares alrededor del eje 5, se obtiene una imagen del paciente.

En la instalación, el aparato 400 se calibra de modo que el eje 5 tenga una posición predeterminada en el plano (x,y) correspondiente a la ubicación vertical de un punto anatómico determinado del paciente, tal como los incisivos, por ejemplo. Un procesador 90 lógico de control está en comunicación de señales con una interfaz de usuario, mostrada en la FIG. 1 como un ordenador 50 remoto con una visualización 51. La pantalla de visualización muestra un modelo virtual de un arco 52 de paciente y un objetivo 53 con forma de cruz, círculo, retículo u otra forma adecuada. Mediante un comando que indica un punto del modelo virtual del arco 52 de paciente, el usuario puede desplazar y recolocar el objetivo 53. Este comando se suele introducir con un ratón de ordenador u otro tipo de puntero. El objetivo 53 puede entonces posicionarse en un lugar del arco 52 virtual que corresponda a la región de interés del paciente. Una vez que la nueva posición del objetivo es validada por el usuario, la ubicación del objetivo se envía al procesador 90. A continuación, el procesador 90 realiza los cálculos necesarios y, según sea necesario, acciona los motores 31, 32 para que el eje 5 se sitúe en la posición vertical de la región de interés del paciente correspondiente a la posición virtual del objetivo en el arco 52 dental virtual mostrado en la visualización 51. Alternativamente, el ordenador 50 y su correspondiente visualización 51 forman parte integrante del aparato 400 de obtención de imágenes, como parte del procesador 90.

La FIG. 2A muestra, desde una vista superior esquemática, parámetros y características de la geometría de la TC que se relacionan con el funcionamiento del aparato 400 de obtención de imágenes por TC de la FIG. 1. En el escaneado TC convencional, el eje de rotación 5 se alinea con, o se extiende a través del centro 11a de una región de interés 11. En el caso de la obtención de dentales, la región de interés 11 es la porción de un arco 10 dental que se va a escanear. El uso del aparato 14 de posicionamiento del paciente fija la cabeza del paciente en posición para la obtención de imágenes y acerca el centro 11a al eje de rotación 5; sin embargo, normalmente se requiere algún ajuste adicional para corregir el posicionamiento dentro del plano x-y.

Volviendo a la FIG. 1, el ajuste o desplazamiento horizontal de la posición del eje 5 se realiza mediante los motores 31 y 32 X e Y situados en el brazo 2 horizontal. Antes del inicio de una exploración, el eje de rotación 5 se sitúa con respecto al paciente en la posición vertical del centro 11a de la región de interés 11 del paciente. Un motor 33 en el brazo 2 horizontal se energiza para proporcionar la rotación del montaje 4 alrededor del eje 5. El procesador 90 lógico de control, como un microprocesador u otro controlador lógico o dispositivo informático dedicado, está en comunicación de señales con los motores 31, 32, 33 y los dispositivos de detección, y coordina el funcionamiento de los componentes del aparato 400 de obtención de imágenes durante la configuración, la alineación de los ejes y el escaneo. Uno o más elementos 44 sensores, en comunicación de señal con el procesador 90 lógico de control, detectan la posición axial y rotacional de la montura giratoria.

Como se muestra en la FIG. 1, el paciente se coloca en el aparato 14 de posicionamiento del paciente, que sitúa la cabeza del paciente en una posición fija entre la fuente 6 y el sensor 7. Con el paciente en posición, el eje de rotación 5 se posiciona convenientemente en horizontal, dentro del plano bidimensional (2D) x-y mediante los motores 31 y 32. A continuación, puede iniciarse una CT. El motor 33 se energiza y el montaje 4 gira alrededor del eje 5 fijo para alcanzar posiciones angulares sucesivas, denotadas por el ángulo α (FIG. 2A). El ángulo α indica el ángulo entre la línea L1 y una dirección 12 de delante hacia atrás del paciente, denominada dirección anteroposterior y mostrada en línea discontinua en las FIGS. 2A y 2B.

En las FIGS. 2A y 2B, el punto 30 focal de la fuente 6 de rayos X está situado dentro de una cavidad definida por un recipiente de plomo u otro material absorbente de rayos X adecuado, provisto con una abertura, apertura 6a. El haz 24 que pasa a través de la abertura 6a se limita aún más por el colimador 20.

En la FIG. 2A, el ángulo α está a 0 grados. En la FIG. 2B, el ángulo α está en algún otro ángulo que se encuentra entre 0 y 90 grados. En cada una de una serie de posiciones angulares, la fuente 6 de rayos X irradia la región de interés 11 y se captura un fotograma de datos de imagen. Continuando de esta manera, se capturan una pluralidad de fotogramas de la región de interés 11 del paciente en diversas posiciones angulares α de la línea L1 con respecto al paciente. La posición angular α oscila entre 0 y 180° para algunas realizaciones de TC o entre 0 y 360° para otras realizaciones. A partir de la pluralidad de fotogramas bidimensionales, el procesador 90 lógico de control, u otro

ordenador que esté en comunicación de señal con el procesador 90 para recibir datos de imagen, reconstruye una matriz 3D de niveles de gris, correspondiente a los coeficientes de absorción de elementos elementales de volumen o voxels de la región de interés 11 que está siendo irradiada.

Las vistas esquemáticas de las FIGS. 2A y 2B muestran dos líneas L1 y L2 en diferentes posiciones angulares del escaneo. La línea L1 pasa por un punto 30 focal de la fuente de rayos X y la proyección vertical del eje 5. La línea L2 indica el centro del haz de rayos X cuando se dirige a través de la abertura 6a y a través de una abertura 23 proporcionada por un colimador 20. En los sistemas TC convencionales, las líneas L1 y L2 son colineales. Esta relación geométrica requiere que el centro 11a esté alineado con el eje 5. Este requisito, a su vez, requiere el uso de los motores 31 y 32, junto con la secuencia lógica de control necesaria que se utiliza para reposicionar el eje 5 en el plano x-y de la FIG. 1, en función de la región de interés. El plano x-y es el plano de la página de las FIGS. 2A y 2B. La región de interés podría incluir, por ejemplo, dientes concretos del paciente, tales como incisivos, molares derechos o izquierdos, u otras estructuras dentales.

En algunos casos, el dentista sólo necesita información sobre una pequeña parte del arco dental, por ejemplo, para sólo dos o tres dientes. En ese caso, se realiza una TC con un campo de visión reducido, estando el haz de rayos X fuertemente colimado por el colimador 20 (FIG. 2A). Esto permite reducir el tamaño y el precio del sensor 7 electrónico de imágenes y, dado que sólo requiere un haz de rayos X de pequeño tamaño, puede contribuir a reducir la cantidad total de radiación ionizante que recibe el paciente. Sin embargo, un inconveniente de los aparatos de TC convencionales es la necesidad de un posicionamiento 2D preciso del eje de rotación 5 con respecto al centro 11a, incluso cuando sólo se va a obtener una imagen de una pequeña porción del arco dental.

El uso de motores 31 y 32 para posicionar el eje 5 añade coste y complejidad al aparato 400 de obtención de imágenes y añade peso al brazo 2 horizontal. Además, se necesita un tiempo de preparación adicional para preparar el aparato 400 a fin de obtener imágenes de cada paciente. Los solicitantes desean reducir o eliminar uno o ambos motores para reducir el coste, el peso y la complejidad del aparato y mejorar el flujo de trabajo y la eficiencia en el uso del equipo de obtención de imágenes por TC.

Se describen realizaciones de la presente aplicación que reducen/eliminan el posicionamiento preciso del eje de rotación con respecto al paciente y al centro de la región de interés 11. Como se mostró con respecto a las FIGS. 1 y 2A, el eje de rotación 5 se sitúa en el centro 11a de la región de interés 11 con respecto al plano x-y. En las realizaciones de la presente aplicación para un escaneo CBCT, la configuración puede ser diferente. En su lugar, el colimador 20 se utiliza para centrar el haz de radiación hacia la región de interés 11 en cada ángulo de adquisición de imágenes, es decir, con la montura girado a cada posición angular, en lugar de requerir que el haz de radiación esté centrado en el eje de rotación 5. De acuerdo con una realización de la presente solicitud, el eje de rotación 5 se encuentra fuera del haz de radiación que se emite desde la fuente y centrado en la región de interés para al menos una posición angular de la fuente de obtención de imágenes y los componentes del sensor sobre el intervalo de ángulos de escaneo.

En referencia a la FIG. 3, se muestra un aparato 300 de obtención de imágenes por TC que utiliza un colimador 20 para el centrado del haz de radiación. En comparación con FIG. 1, una serie de componentes utilizados en el aparato 300 de obtención de imágenes por TC son similares a los utilizados en el aparato 400 de obtención de imágenes por TC. En particular, los motores 31 y 32, aunque necesarios en la FIG. 1, no son necesarios para el aparato 300 de la FIG. 3. El motor 31 se muestra en la FIG. 3, pero es opcional. El eje de rotación (eje 5 en las FIGS. 1, 2A, 2B y 3) se fija con respecto al aparato 300 de formación de imágenes y al plano x-y. El paciente se posiciona en un lugar predeterminado utilizando el aparato 14 de posicionamiento que está situado, en relación con el soporte 4, de modo que la proyección vertical del eje 5 coincida con un punto en las proximidades del centro de la boca o del arco dental u otra característica del paciente. En general, el centro 11a de la región de interés 11 no tiene por qué coincidir con la proyección vertical del eje de rotación 5 y puede estar separado del eje 5, de manera que el eje 5 quede fuera del haz de radiación emitido para la imagen adquirida en una o más posiciones angulares de la montura 4. Uno o más elementos 44 sensores, en comunicación de señal con el procesador 90 lógico de control, detectan la posición rotacional de la montura 4 giratoria y, alternativamente, también detectan las posiciones relativas del eje de rotación 5 y del aparato 14 de posicionamiento. La montura 4 puede desplazarse verticalmente; el brazo 2 es móvil en dirección vertical a lo largo de la columna 3 vertical. El procesador 90 lógico de control ejecuta el software 92 de control para realizar las funciones de posicionamiento de la montura 4, incluyendo la rotación, el desplazamiento vertical y el posicionamiento del eje de rotación 5. Para realizar cualquiera de estas funciones, el procesador 90 lógico de control acepta instrucciones del operador y, opcionalmente, obtiene señales de uno o más sensores que forman parte del aparato 300 de obtención de imágenes por TC. Los métodos para detectar y proporcionar movimiento en un aparato de obtención de imágenes dentales son conocidos por los expertos en las técnicas de diseño de aparatos dentales.

El posicionamiento del eje de rotación 5 en una posición conocida relativa al paciente puede realizarse de varias maneras. De acuerdo con una realización de la presente invención, el aparato 300, incluyendo el soporte 14 de paciente 14, está diseñado de modo que cuando se coloca al paciente, el eje de rotación 5 está en una relación conocida con el paciente, por ejemplo, en la posición vertical de una zona de la boca del paciente. El aparato 300 está provisto con una unidad 50 de ordenador opcional que incluye una visualización 51 en comunicación con el procesador 90. La unidad 50 de ordenador puede ser un ordenador o procesador remoto o puede estar integrada en el aparato

300. Posicionando un objetivo 53 en el arco 52 virtual mediante un ratón de ordenador u otro puntero adecuado, el usuario define la región de interés 11 del paciente. A continuación, esta información se envía al procesador 90. La información sobre la ubicación de la región de interés 11 proporciona entonces una referencia para el accionamiento preciso del colimador 20 para dirigir el haz de radiación.

El colimador 20 sirve para centrar el haz en cada posición angular de acuerdo con una realización de la presente invención. La FIG. 4A muestra los componentes que forman y controlan el colimador 20 de acuerdo con una realización en la que el colimador proporciona un haz que tiene una forma rectangular en sección transversal. El colimador 20 es un colimador de láminas, provisto de láminas 21a, 21b emparejadas que se posicionan adecuadamente mediante motores 25. En la práctica convencional, las láminas se colocan de tal manera que el centro de la abertura 23 del colimador se sitúa con precisión en la línea L1 recta. En la vista en planta de la FIG. 4A, la línea L1 se extiende hacia el exterior, normal a la página.

La FIG. 4B muestra un colimador 60 en una realización alternativa de la presente invención. Una hendidura 63 proporciona la abertura del colimador, cuyo tamaño no es ajustable. El motor 25 está acoplado al colimador 60 para el movimiento horizontal, como se muestra. De acuerdo con la realización de la presente invención que utiliza el colimador 60, se utiliza un único motor 25 para la traslación de la placa provista con su hendidura de abertura, en lugar de las láminas 21a, 21b emparejadas. El colimador 60 de hendidura puede utilizarse en lugar del colimador 20 de lámina en las realizaciones que se muestran a continuación. Un único motor 25 puede utilizarse de forma similar para desplazar una placa provista con una ranura 63 en lugar de las dos láminas 21b. Las dimensiones de la hendidura 63 pueden variar con base en las capacidades o limitaciones de los componentes del sistema de obtención de imágenes. Otros tipos de colimadores se utilizan en realizaciones alternativas de la presente invención, tal como los que proporcionan aberturas circulares y elípticas; estos tipos de colimadores están equipados de manera similar para desplazar el eje central del haz de radiación proyectado fuera del eje estándar de la línea L1.

En algunos casos, el dentista sólo necesita información sobre una pequeña parte del arco dental, por ejemplo, de sólo dos o tres dientes. En tal caso, se realiza una TC con un pequeño campo de visión, estando el haz de rayos X fuertemente colimado por el colimador 20. La solución proporcionada en las realizaciones de la presente invención es ventajosa por varias razones. En primer lugar, el sensor 7 electrónico de obtención de imágenes de rayos X puede reducirse en tamaño y abaratare. En segundo lugar, dado que este campo de visión limitado sólo requiere un haz de rayos X de pequeño tamaño que es colimado por el colimador 20, se reduce la cantidad de radiación ionizante que se dirige al paciente.

Como se ha señalado anteriormente, un inconveniente de los aparatos de TC convencionales es la necesidad de un posicionamiento 2D preciso del eje de rotación 5, alineando el eje 5 con el centro 11a, incluso cuando sólo se va a obtener una imagen de una pequeña porción del arco dental. Las realizaciones de la presente invención relajan este requisito, simplificando la configuración y el uso del aparato de obtención de imágenes por TC, por ejemplo cuando sólo se necesita una imagen de TC de escaneo limitado.

Las FIGS. 2A y 2B muestran cómo las líneas L1 y L2 son colineales para la obtención de imágenes CBCT convencionales. La línea L1 pasa por el punto 30 focal de la fuente 6 de rayos X y por la proyección vertical del eje 5. La línea L2 indica el centro del haz de rayos X tal como se dirige a través de la abertura 23 del colimador 20 y, en la disposición convencional, pasa a través de la proyección vertical del eje 5. Las realizaciones de la presente invención permiten que estas líneas no sean colineales ni paralelas y, en su lugar, utilizan el colimador para controlar la proyección y el centrado del haz en cada ángulo de obtención de imágenes. En cada posición angular, se energiza el ángulo α del escaneo entre la recta L1 y la dirección 12 anteroposterior, los motores 25 del colimador 20 (FIG. 4A) para posicionar las láminas 21a laterales de tal forma que la línea L2 central del haz de rayos X generado por el punto 30 focal y que pasa por el colimador 20 pase por el centro 11a de la región de interés, que no tiene por qué coincidir con la proyección del eje 5. Este comportamiento se muestra en diferentes ángulos en la secuencia de las FIGS. 5A-5E. En cada caso, el centro de la abertura 23 del colimador 20 no está situado en la línea L1 recta. En consecuencia, ambas líneas L1 y L2 rectas pueden no trazar la misma trayectoria que en la práctica convencional; en su lugar, las líneas L1 y L2 rectas son respectivamente no paralelas, con un ángulo β distinto de cero. En cada ángulo de adquisición de la imagen α en las secuencias de las FIGS. 5A-5E, el eje 5 de rotación se encuentra fuera del haz de radiación centrado. La acumulación de fotogramas en un intervalo angular α de 0° a 180° o de 0° a 360° proporciona la información necesaria para la reconstrucción completa de la matriz 3D de coeficientes de absorción. La posición de las láminas 21a de colimador se detecta y se utiliza para la captura de imágenes y para el posicionamiento del sensor 7, como se describe con más detalle posteriormente. De acuerdo con una realización de la presente invención, los motores 25 son motores paso a paso, lo que permite el seguimiento de la información sobre el posicionamiento de la lámina como parte del accionamiento. Alternativamente, uno o más sensores 46 (FIGS. 4A, 4B) proporcionan la información necesaria sobre dónde se encuentra uno o ambos bordes de la abertura del colimador.

El escaneo completo se realiza entonces siguiendo una sucesión de pasos para un centro 11a identificado de la región de interés 11, como se esboza en el diagrama de flujo lógico de la FIG. 6. En un paso 100 de posicionamiento de la montura, la montura 4 se coloca en una posición de ángulo α predefinido. Como parte del paso 100 de posicionamiento inicial de la montura, el motor 31 opcional (FIG. 3) puede utilizarse para reposicionar la montura 4 y, por tanto, el eje de rotación 5 en una posición angular adecuada, según indique el técnico u otro operador. El motor 31 mueve la

montura 4 a cada ángulo α para la obtención de imágenes de acuerdo con las instrucciones introducidas por el operador, tal como por ejemplo utilizando la unidad 50 de ordenador o utilizando uno o más controles 45 proporcionados en el equipo para el posicionamiento de la montura 4. De acuerdo con una realización alternativa de la presente invención, el motor 31 responde al movimiento del operador y funciona en modo de "asistencia". En este modo, el motor 31 se acciona según sea necesario para cambiar la posición de la montura 4 con base en la detección de la dirección en la que un operador empuja o tira manualmente de la montura 4. De acuerdo con otra realización alternativa, un control 45 opcional se utiliza para accionar el motor 31 para mover la montura 4 en una dirección deseada.

La posición de la región de interés 11 también es identificada y almacenada por el software de control como información de prerequisite o como parte de un paso 100 de posicionamiento de la montura inicial. De acuerdo con una realización de la presente invención, la región de interés 11 se define en el espacio de coordenadas, en relación con el eje de rotación 5 como origen o referencia.

Las coordenadas de la región de interés 11 se introducen por posicionamiento del objetivo, como se ha descrito anteriormente con referencia a la FIG. 1 o manualmente por el operador, tal como en la unidad 50 de ordenador (FIG. 3). De acuerdo con una realización alternativa, la región de interés 11 se especifica identificando los dientes específicos u otras estructuras que se van a fotografiar, así como indicando el tamaño relativo del paciente, o proporcionando otra información relacionada con las dimensiones relativas del paciente, o utilizando un procedimiento de configuración estándar que se adapte al tamaño de un paciente niño o adulto. El posicionamiento adecuado del paciente y el uso de una plantilla correspondiente a las dimensiones estándar del paciente proporcionan una estimación adecuada de la localización apropiada de la región de interés 11.

En un paso 102 de cálculo, el procesador 90 utiliza la información de posición para la región de interés 11 y la posición detectada y existente de los componentes de obtención de imágenes en la montura 4 y ejecuta instrucciones de software de control que calculan la posición deseada de las láminas 21a laterales para la nueva posición angular de la montura. En un paso 104 de centrado del colimador, uno o más de los motores 25 del colimador 20 (FIG. 4A) son energizados bajo el control del software que se ejecuta en el procesador 90 lógico de control para posicionar la abertura 23 del colimador, tal como posicionar las láminas 21a laterales apropiadamente, de manera que el haz de radiación a través del colimador 20 esté centrado alrededor de la región de interés 11 con centro 11a. Como las FIGS. 5A a 5E muestran, el posicionamiento de la abertura 23 del colimador 20 se recalcula para cada posición angular α en la que se obtiene una imagen. Este cálculo tiene en cuenta el desplazamiento angular relativo de la región de interés 11 con respecto al eje 5 y ajusta el colimador 20 para que la radiación se centre sobre la línea L2, que está desplazada un ángulo β con respecto a la línea L1. En las realizaciones que utilizan el colimador 60 de hendidura que se muestra en la FIG. 4B, la hendidura 63 se posiciona correspondientemente de modo que la radiación se centra alrededor de la línea L2. Otras formas de realización del colimador realizan un centrado similar de la abertura del colimador.

Usando un arreglo de láminas como se muestra en la FIG. 4A, es posible ajustar los límites del haz de radiación de modo que sólo una porción del sensor 7 de rayos X reciba el contenido de la imagen. Utilizando la disposición de hendiduras de la FIG. 4B, los límites de la hendidura son fijos; del mismo modo, sólo una porción del sensor 7 recibe el contenido de la imagen con la configuración del colimador de hendidura. Como se muestra en la secuencia de las FIGS. 5A a 5E, la porción del sensor 7 que obtiene los datos de la imagen varía con colimadores de lámina o de hendidura, dependiendo del ángulo de rotación α . El área de imagen parcial del sensor 7 puede variar de un ajuste angular a otro. Utilizando la secuencia básica descrita en el presente documento, es sencillo determinar qué píxeles del sensor 7 se ven afectados en cada posición angular. Al leer sólo los píxeles irradiados e ignorar la mayor parte de los valores de píxeles repetitivos que no tienen utilidad diagnóstica, las realizaciones de la presente invención ayudan a reducir la cantidad total de datos necesarios para obtener imágenes por TC eficaces de dientes y otras estructuras. Por ejemplo, la porción de imagen del sensor 7 puede requerir menos del 70 % de los píxeles disponibles, tal como menos del 60 %, menos del 50% o menos del 40%, por ejemplo. También debe tenerse en cuenta que para las realizaciones en las que el tamaño de la abertura del colimador es ajustable, el área correspondiente de píxeles irradiados puede variar de acuerdo con el ángulo de rotación α de la montura.

En un paso 106 de cálculo opcional, el sistema calcula qué píxeles del sensor 7 deben leerse en la posición angular dada. En el paso 106 de exposición, se energiza la fuente de rayos X y en el paso 110 de obtención de imágenes se leen los píxeles seleccionados. Una vez finalizada la TC, en un paso 112, el procesador calcula una matriz tridimensional de coeficientes de absorción de rayos X a partir de la imagen obtenida. A continuación, puede obtenerse una matriz tridimensional (3D) de una región de interés a partir de un número adecuado de fotogramas de imagen.

La selección de píxeles relativa a la posición angular dada de la montura y la posición del colimador y la ubicación de la abertura puede realizarse de varias maneras y puede variar con el ángulo de rotación. En cada posición angular de la montura 4, las líneas L1 y L2 se dirigen desde el punto 30 focal con un ángulo β correspondiente, con base en la distancia relativa de la región del centro 11a de la región de interés 11 desde el eje de rotación 5 en ese ángulo de montura. Puesto que la distancia entre el punto 30 focal y el sensor 7 de rayos X es constante y la línea L1 a través del punto 30 focal y el eje 5 es normal al colimador 20 y a la superficie del sensor 7, la posición central en la que la línea L2 interseca el sensor 7 con respecto a la línea L1 es proporcional a $\sin \beta$. Además, la posición del colimador 20 desde el punto 30 focal también es fija. Así, la anchura del haz de radiación, centrado en la línea L2, puede

calcularse de forma sencilla, una vez conocido el tamaño de la abertura del colimador, es decir, la ubicación relativa de los bordes del colimador alejados de la línea L1. A continuación, los bordes correspondientes de la zona representada en el sensor 7 de rayos X se calculan simplemente mediante relaciones geométricas sencillas.

Proporcionar el sensor 70 usando tecnología de sensor CMOS o TFT permite la selección de píxeles para ser leídos por técnicas de direccionamiento de píxeles bien conocidas. En los aparatos de obtención de imágenes convencionales, los píxeles pueden seleccionarse para cambiar el tamaño de la imagen de acuerdo con el tamaño de la región de interés 11. De acuerdo con una realización de la presente invención, esta selección de píxeles se utiliza esencialmente para leer selectivamente los píxeles correspondientes a la zona del sensor sobre la que incide el haz de rayos X colimado.

Ventajosamente, el dispositivo de obtención de imágenes dentales extraorales de acuerdo con las realizaciones de la presente invención permite obtener la matriz 3D de coeficientes de absorción de cualquier región de interés de la boca del paciente sin necesidad de posicionar con precisión el eje 5 de modo que se extienda a través del centro 11a durante la secuencia de obtención de imágenes, lo que hace innecesario requerir los motores 31 y 32 como en la realización de la FIG. 1.

Una realización alternativa de la presente invención se muestra en la secuencia de las FIGS. 7A a 7D. Aquí, el eje 5 puede desplazarse a lo largo de una dirección. Un único motor 31 está montado en el brazo 2 horizontal como se muestra en la FIG. 1. El motor 31 es energizable para proporcionar movimiento de traslación del eje 5 a lo largo de una única dirección, preferiblemente en la dirección 12 anteroposterior. Como se muestra en la FIG. 7A, el eje 5 puede entonces situarse en cualquier posición entre dos posiciones 41a y 41b extremas de un segmento 40 que corresponda a la amplitud del movimiento proporcionado por el motor 31. Para cada valor del ángulo α entre la línea L1 y la dirección 12 anteroposterior, es decir, para cada posición angular que se utiliza para la obtención de imágenes, la posición del eje 5 en el segmento 40 se elige de tal manera que el área del sensor 7 que es subtendida por el ángulo β se reduce para obtener únicamente datos de imagen útiles para la región de interés 11 o se elige, de manera más general, para tener una posición que simplifique la adquisición de la imagen correspondiente, tal como posicionando el eje 5 o la fuente 6 lo más cerca posible del centro 11a de la región de interés 11, por ejemplo.

Otra realización alternativa de la presente invención, que ofrece la capacidad de mejorar la resolución con respecto a las realizaciones descritas anteriormente, se muestra en la secuencia de las FIGS. 8A a 8D. Aquí, el eje 5 puede desplazarse a lo largo de una dirección. Para cada valor del ángulo α entre la línea L1 y la dirección 12 anteroposterior, es decir, para cada posición angular, la posición del eje 5 en el segmento 40 se elige de tal manera que la fuente 6 esté lo más cerca posible de la región de interés 11. Con esta relación, la proyección del objeto radiografiado sobre el sensor 7 es lo más grande posible, lo que contribuye a aumentar la resolución de la imagen.

El escaneo completo para las realizaciones alternativas de las Figuras 7A-7D y 8A-8D se lleva a cabo siguiendo la sucesión de pasos dados en la FIG. 9. En un paso 200 de posicionamiento, la montura 4 se posiciona en un ángulo predefinido α respecto al eje. En un paso 202 de cálculo, el procesador calcula la posición más conveniente del eje 5 a lo largo del segmento 40, como se describe con referencia a la FIG. 7A. En un paso 204 de posicionamiento del eje, el motor 31 posiciona el eje en la posición calculada. En un paso 206 de cálculo, el procesador calcula la posición de las láminas 21a laterales para la nueva posición angular de la montura 4. En un paso 208 de posicionamiento del colimador, los motores 25 del colimador 20 posicionan las láminas 21a laterales. En un paso 210 de cálculo opcional, el procesador calcula qué píxeles del sensor 7 deben leerse en la posición angular dada. En un paso 212 de exposición, la fuente de rayos X se energiza y la imagen se obtiene en un paso 214 de adquisición de imagen, con píxeles seleccionados leídos. Al finalizar el escaneo de TC para obtener cada imagen en una posición angular diferente utilizando estos pasos, el procesador calcula una matriz tridimensional de coeficientes de absorción de rayos X en un paso 216 de cálculo.

En la realización descrita con referencia a las FIGS. 7A-7D, soporte del paciente, el aparato 14 de posicionamiento del aparato 300 está diseñado de modo que el segmento 40 coincida con el plano de simetría del paciente y de modo que una posición 41b de extremidad del segmento esté en una relación conocida relativa a la anatomía del paciente y esté, por ejemplo, en la posición vertical, o posición de altura, de la boca del paciente. La misma disposición de los componentes de la unidad 50 de ordenador y la manipulación de la posición del objetivo 53 para definir la ubicación del eje 5, descrita anteriormente con respecto a la FIG. 3, también se aplican a las realizaciones alternativas mostradas en las FIGS. 7A-7D y 8A-8D.

En las realizaciones descritas, la región de interés puede incluir una región de un solo arco dental, ya sea maxilar o mandíbula, o la región opuesta de ambas arcadas dentales, dependiendo de la posición de las láminas del colimador 21a o 21b que definen la anchura vertical del colimador 20 (FIG. 4A).

El procesamiento para generar los datos de obtención de imágenes extraorales a fin de proporcionar una imagen de volumen puede ejecutarse en el procesador 90 lógico de control, que puede ser un microprocesador dedicado o un ordenador central asociado con el aparato de obtención de imágenes por TC, o en algún otro sistema de procesamiento informático, incluyendo un procesador conectado en red de forma remota, por ejemplo. Se puede apreciar que las funciones tales como el control de la posición rotacional del hardware de imagen, la adquisición de

imágenes, el procesamiento de datos de imagen y la generación y visualización de datos de imagen de volumen se pueden realizar desde un único sistema informático o utilizando un grupo o red de ordenadores y procesadores centrales que interactúan entre sí para controlar los componentes del sistema y proporcionar estas funciones.

- 5 Entre sus funciones de control y adquisición de imágenes, el procesador 90 lógico de control (FIG. 3) almacena y ejecuta un software de control que genera, para una o más posiciones de rotación de la montura giratoria, una señal de ajuste del colimador para centrar el haz en la región de interés.

10 Las FIGS. 5A-5E, 7A - 7D, y 8A - 8D muestran el desplazamiento del centro de la radiación emitida a lo largo de una dirección horizontal, es decir, en relación con el plano de la página tal como se ve en estas figuras. Debe observarse que cierta cantidad de desplazamiento vertical, fuera del plano de la página, puede proporcionarse alternativamente además cuando el colimador 20 permite el ajuste vertical del haz, como se muestra en el ejemplo de la FIG. 4A. Las láminas 21b horizontales pueden colocarse adecuadamente para este fin, de modo que el haz de rayos X se dirija desde un ángulo, obteniéndose los correspondientes datos de imagen en posición vertical en el sensor 7 de rayos X.

15 El diagrama esquemático de la FIG. 10 muestra el uso del colimador 20 para desviar el haz de rayos X a lo largo de la línea L2 en la dirección vertical (z). En referencia a la FIG. 9, el paso 206 de cálculo incluye opcionalmente los cálculos añadidos para el ajuste vertical de la abertura del colimador 20 con este fin. Las láminas 21b verticales se mueven entonces como parte del paso 208 de posicionamiento. Cabe señalar que la capacidad de ajustar el ángulo del haz emitido con respecto a la vertical proporciona una medida de control añadido al ajuste de altura estándar que se proporciona para el brazo 2 y la montura 4.

20

Cabe señalar que, en las diversas realizaciones del aparato de obtención de imágenes por TC mostradas en el presente documento, en las que las líneas L1 y L2 siguen trayectorias separadas, la radiación de rayos X puede incidir en el sensor 7 en ángulos ligeramente mayores que con la obtención de imágenes convencional en la que las líneas

25 L1 y L2 siguen la misma trayectoria, como se ha descrito anteriormente con referencia a las FIGS. 2A y 2B. De acuerdo con una realización alternativa de la presente invención, los algoritmos de procesamiento de imágenes realizados por el procesador 90 lógico de control, por el ordenador 50 o por algún otro ordenador determinan qué píxeles proporcionan datos de imagen en un ángulo de rotación α particular y compensan esta ligera diferencia en la dispersión angular.

30 El sensor digital de rayos X que se utiliza para la obtención de imágenes por TC es un componente costoso. Cuanto mayor sea el sensor, mayor será el coste. Como se ha señalado con referencia a las realizaciones de las FIGS. 5A-5D y siguientes, sólo se necesita una porción del detector de rayos X para obtener datos de imagen en cada posición angular α . Esto significa que se desaprovecha una parte considerable de la zona de imagen al obtener las series de imágenes bidimensionales utilizadas para la reconstrucción de imágenes de TC. En referencia a las FIGS. 11A-11D,

35 se muestra una realización de la presente invención que aborda el problema del coste empleando un sensor 70 más pequeño que se desplaza a lo largo de una pista 72. Se proporcionan uno o más motores 74 y 76 para impulsar el sensor 70 a lo largo de la pista 72 para obtener la imagen en cada ángulo de rotación α .

Para mover el sensor 70 a las diversas posiciones angulares en la FIG. 11A-11D, se aplican las mismas consideraciones y cálculos descritos anteriormente para leer sólo los píxeles de la imagen. En lugar de utilizar sólo una pequeña porción del área de imagen del sensor, las realizaciones de la presente invención permiten un uso más eficiente del sensor, trasladando el sensor a una posición adecuada para cada ángulo de obtención de imágenes. El procesador 90 lógico de control coordina el posicionamiento del sensor 70 a lo largo de la pista 72 de acuerdo con el ángulo de montaje α y las coordenadas detectadas para la abertura 23 del colimador 20. De acuerdo con una

40 realización alternativa de la presente invención, un solo motor es accionable para impulsar el sensor 70 a cada posición a lo largo de la pista 72. Para mover el sensor 70 pueden utilizarse diversas disposiciones de engranajes o correas.

Las técnicas para proporcionar movimiento deslizante de un sensor de rayos X en un panel son bien conocidas en la técnica de la tomografía lineal estándar. En los dispositivos convencionales, tanto el sensor como la fuente se trasladan en paralelo, moviéndose en la misma dirección o en direcciones opuestas. De acuerdo con una realización alternativa de la presente invención, como se muestra en la Figura 11E, un motor 80 paso a paso acciona un dispositivo 82 de tornillo sin fin (un denominado tornillo sin fin) que impulsa el sensor 70 a lo largo de la pista 72. La utilización de un motor paso a paso permite determinar y controlar con precisión la posición real del sensor 70 a lo largo de la pista.

50 Dos sensores 84, 88 de movimiento se colocan en ambos extremos de la pista 72 para determinar los puntos de referencia precisos para el inicio y el final de la longitud de carrera del sensor 70. Estos sensores 84, 88 de movimiento pueden enviar una señal al procesador 90 para detener el desplazamiento del sensor 70 cuando alcanza un final de carrera. Alternativamente, la posición del sensor 70 también puede determinarse utilizando una pista 72 resistiva: la resistencia eléctrica medida de la pista 72 es proporcional o es una función de la distancia entre un punto del sensor 70 y un punto de referencia en la pista deslizante.

55

De acuerdo con una realización de la presente invención, un ordenador u otro procesador lógico ejecuta un programa con instrucciones almacenadas que controlan aspectos de la operación del aparato para obtener una imagen y, opcionalmente, también procesa datos de imagen accedidos desde el sensor de rayos X o almacenados en una memoria electrónica. Como puede ser apreciado por los expertos en las técnicas de procesamiento de imágenes, un programa de ordenador de una realización de la presente invención puede ser utilizado por un sistema informático adecuado, de propósito general, tal como un ordenador personal o estación de trabajo, así como por un

60

65

microprocesador u otro procesador dedicado o dispositivo lógico programable. Sin embargo, pueden utilizarse muchos otros tipos de sistemas informáticos para ejecutar el programa informático de la presente invención, incluyendo los procesadores en red. El programa informático para realizar el método de la presente invención puede almacenarse en un medio de almacenamiento legible por ordenador. Este medio puede comprender, por ejemplo, medios de almacenamiento magnético, tales como un disco magnético (tal como un disco duro) o una cinta magnética u otro tipo portátil de disco magnético; medios de almacenamiento óptico, tal como un disco óptico, una cinta óptica o un código de barras 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. El programa informático para realizar el método de la presente invención también puede almacenarse en un medio de almacenamiento legible por ordenador que esté conectado al procesador de imágenes a través de Internet u otro medio de comunicación. Los expertos en la técnica reconocerán fácilmente que el equivalente de dicho producto de programa informático también puede construirse en hardware.

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

Cabe señalar que el término "memoria", equivalente a "memoria accesible por ordenador" en el contexto de la presente divulgación, puede referirse a cualquier tipo de espacio de trabajo de almacenamiento de datos temporal o más duradero utilizado para almacenar y operar con datos de imagen y accesible a un sistema informático. La memoria podría ser no volátil, utilizando, por ejemplo, un medio de almacenamiento a largo plazo tal como el almacenamiento magnético u óptico. Alternativamente, la memoria podría ser de una 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, se almacenan normalmente en un búfer de almacenamiento temporal que está directamente asociado con un dispositivo de visualización y se actualiza periódicamente según sea necesario con el fin de proporcionar los datos visualizados. Este búfer de almacenamiento temporal también puede considerarse una memoria, tal y como se utiliza este término en la presente divulgación. 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 volátil y no volátil. Los distintos componentes del sistema disponen de diversos tipos de memoria accesible por ordenador para almacenar, procesar, transferir y mostrar datos, así como para otras funciones.

En el contexto de la presente divulgación, los términos "operador" y "usuario" se consideran equivalentes y se refieren al técnico o profesional u otra persona que configura e inicializa una exploración parcial por obtención de imágenes por TC.

La invención se ha descrito en detalle con especial referencia a una realización preferida en la actualidad, pero se entenderá que pueden realizarse variaciones y modificaciones dentro del alcance de la invención. Por lo tanto, las realizaciones divulgadas en la actualidad se consideran en todos los aspectos ilustrativas y no restrictivas. El alcance de la invención se indica en las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Aparato para la obtención (400; 300) de imágenes por tomografía computarizada de una región de interés (11) dentro de la cabeza de un paciente, que comprende:

5 una montura (4) giratoria accionable para girar alrededor de un eje (5) de rotación vertical y configurada para soportar, en extremos opuestos, una fuente (6) de rayos X y un detector (7; 70) configurados para obtener una pluralidad de imágenes de marco, en las que la fuente (6) de rayos X está dispuesta para dirigir un haz de radiación a través de la región de interés (11) y hacia el detector (7; 70);
 10 un procesador (90) lógico de control configurado para controlar la rotación de la montura (4) giratoria y obtener datos de imagen en una primera posición angular y al menos en una segunda posición angular alrededor del eje (5) de rotación;
 un aparato (14) de posicionamiento del paciente configurado para colocar la cabeza del paciente en una relación conocida con respecto al eje (5) de rotación durante un proceso de obtención de imágenes por tomografía computarizada, en el que la región de interés (11) tiene un centro (11a) que está separado del eje (5) de rotación; y
 15 un colimador (20; 60) dispuesto delante de la fuente (6) de rayos X y controlado por el procesador (90) lógico de control para centrar el haz de radiación hacia el centro (11a) de la región de interés (11) en la primera posición angular y para ajustar el centrado del haz de radiación hacia el centro (11a) de la región de interés (11) en la segunda posición angular.

20 2. El aparato (400; 300) de la reivindicación 1, en el que la montura (4) giratoria comprende un motor (31, 32, 33) que se puede energizar para desplazar la posición del eje (5) de rotación a lo largo de una dirección con respecto a la montura (4) giratoria.

25 3. El aparato (400; 300) de la reivindicación 1, en el que el eje (5) de rotación está soportado por un brazo (2) horizontal, y en el que el brazo (2) horizontal es móvil a lo largo de una columna (3) vertical, en el que la posición del eje (5) de rotación es fija a lo largo del brazo (2) horizontal.

30 4. El aparato (400; 300) de la reivindicación 2, en el que la dirección corresponde a la dirección anteroposterior con respecto al paciente, en el que la posición del eje (5) de rotación depende además de la posición angular de la montura (4).

35 5. El aparato (400; 300) de la reivindicación 1, que comprende además uno o más elementos (44) sensores configurados para detectar la posición angular de la montura (4) giratoria,

en el que el aparato (14) de posicionamiento del paciente comprende además uno o más de los siguientes elementos: un soporte para la barbilla, un soporte para la frente, una correa para fijar la posición de la cabeza del paciente, una barra auricular, un soporte temporal y un elemento de mordida,
 40 en el que el colimador (20; 60) es un colimador (20) de láminas o un colimador (60) de hendidura.

6. El aparato (400; 300) de la reivindicación 1, en el que, para al menos una de la primera posición angular y la al menos una segunda posición angular, el eje (5) de rotación se encuentra fuera del haz de radiación centrado.

45 7. El aparato (400; 300) de la reivindicación 1, comprende además software de control ejecutable en el procesador (90) lógico de control para generar, para una o más posiciones de rotación de la montura (4) giratoria, una señal para el ajuste (20; 60) del colimador para centrar el haz en la región (11) de interés.

50 8. El aparato (400; 300) de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el detector (70) se coloca a lo largo de una pista (72) en una pluralidad de posiciones a lo largo de la pista (72) para formar los datos de imagen de acuerdo con el haz de radiación incidente.

9. Un método para la obtención de imágenes por tomografía computarizada de un paciente, que comprende:

55 una montura giratoria accionable para girar alrededor de un eje de rotación vertical y que soporta, en extremos opuestos, una fuente de rayos X con un colimador y un detector de rayos X para obtener una pluralidad de imágenes de marco,
 en la que la fuente de rayos X está dispuesta para dirigir un haz de radiación a través del paciente y hacia el detector; y
 60 en el que la cabeza del paciente se coloca en una relación conocida con respecto al eje de rotación;
 acceder a una región de interés dentro de la cabeza del paciente, teniendo la región de interés un centro que está separado del eje de rotación;
 posicionar (100; 200) el soporte en una primera posición angular;

- 5 calcular (101; 202) la posición de un centro de una abertura del colimador en la primera posición angular para centrar un haz de radiación alrededor del centro de la región de interés;
adquirir (214) datos de imagen en la primera posición angular;
girar el soporte hasta una segunda posición angular;
10 cambiar la posición del centro de la abertura del colimador en la segunda posición angular para centrar un haz de radiación alrededor del centro de la región de interés;
adquirir (214) datos de imagen en la segunda posición angular;
formar (112; 212) una imagen de volumen de acuerdo con al menos los datos de imagen adquiridos en la primera y segunda posiciones angulares; y
10 visualizar, transmitir o almacenar la imagen de volumen.
10. El método de la reivindicación 9, en el que la identificación de la región de interés (11) comprende el ajuste de un objetivo en una pantalla de visualización.
- 15 11. El método de la reivindicación 9, en el que, para al menos una de la pluralidad de posiciones angulares, el eje de rotación se encuentra fuera del haz de radiación centrado.
- 20 12. El método de la reivindicación 9, que comprende, además:
cambiar la posición de la abertura del colimador con respecto a una dirección vertical, y
almacenar una o más coordenadas que identifiquen la región de interés que tiene un centro que está separado del eje de rotación.

25

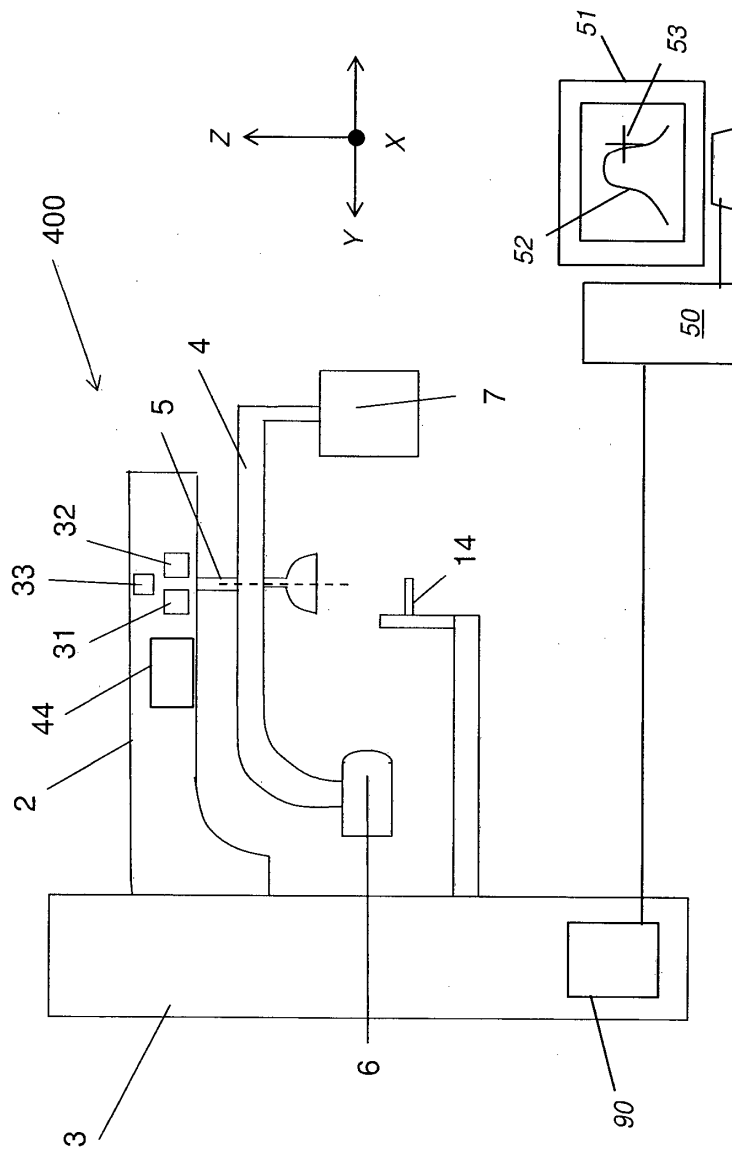


FIG. 1

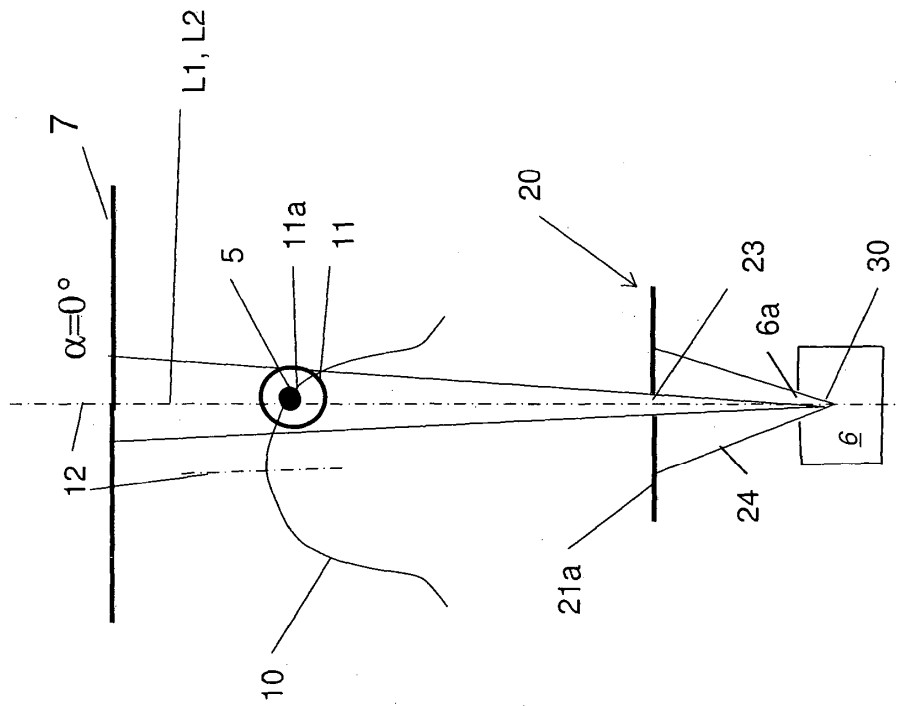


FIG. 2A

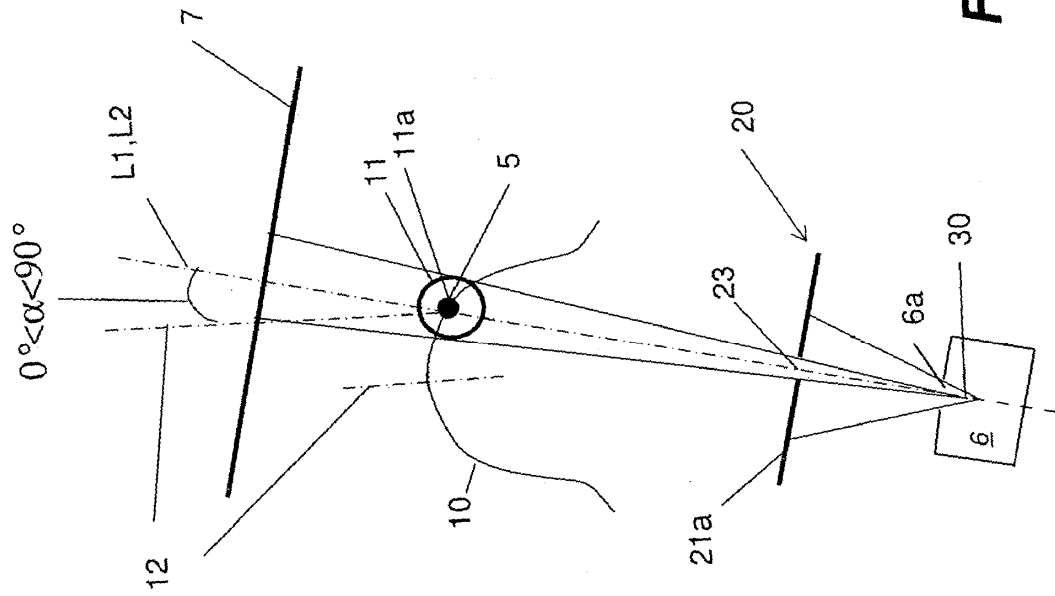


FIG. 2B

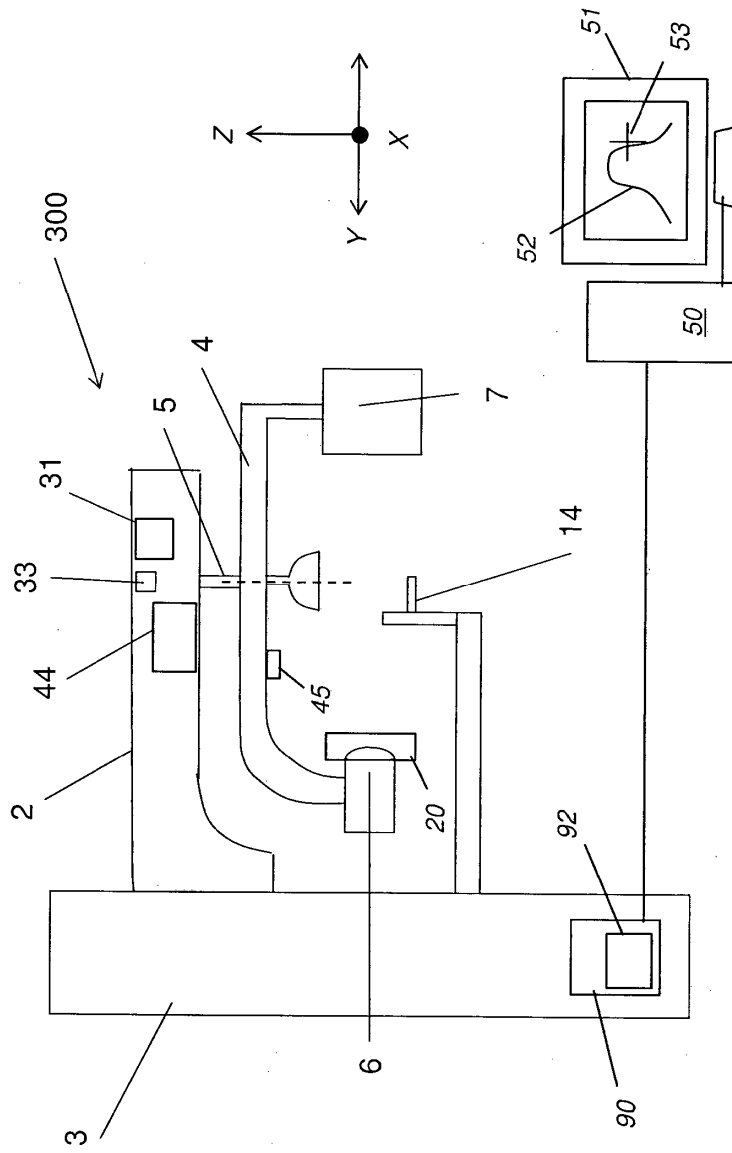


FIG. 3

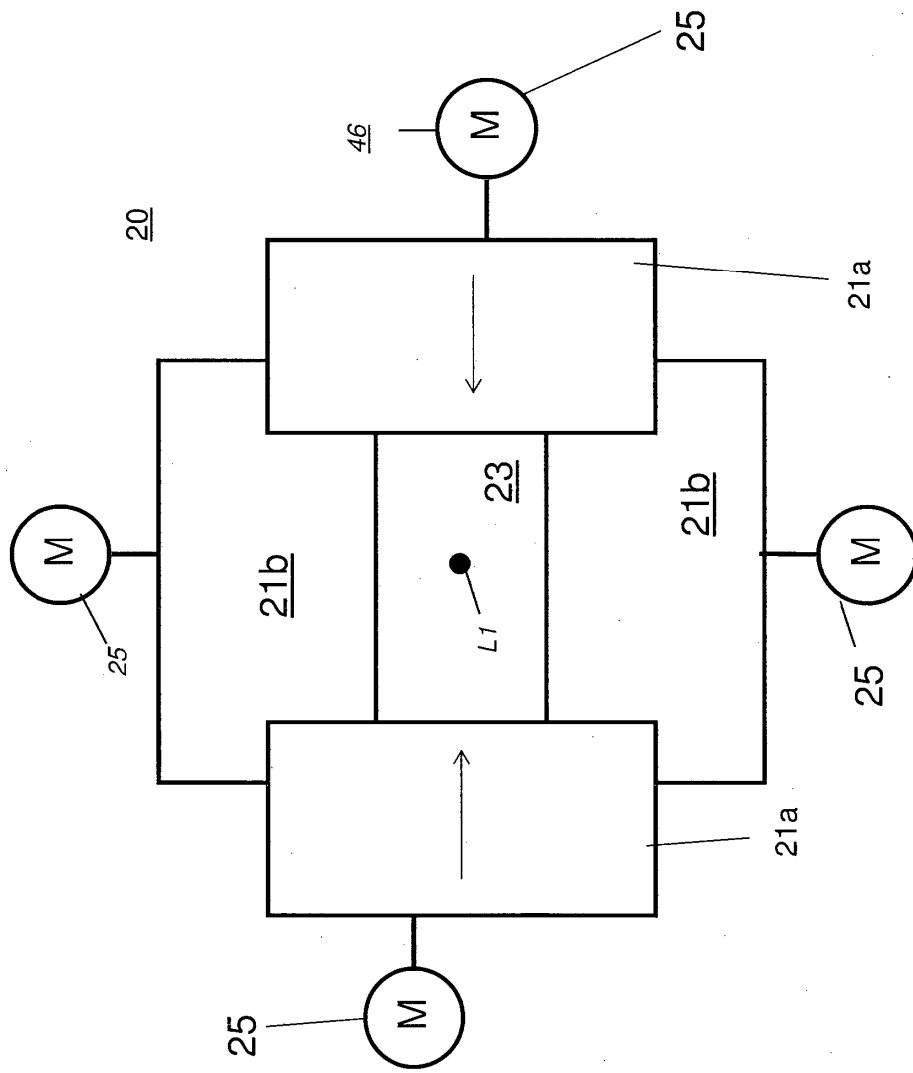


FIG. 4A

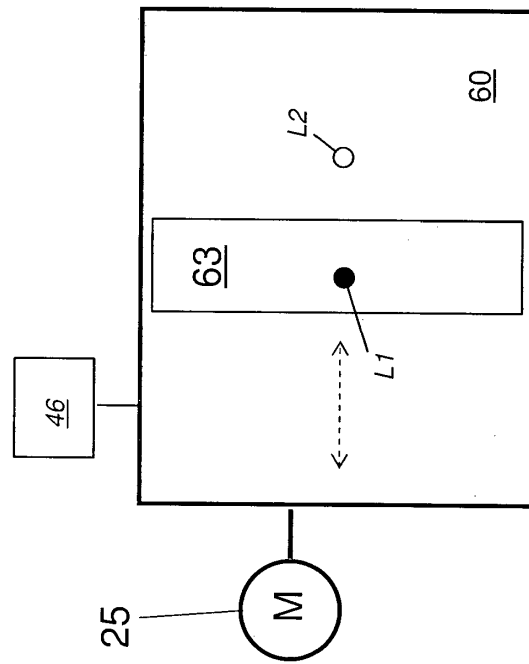


FIG. 4B

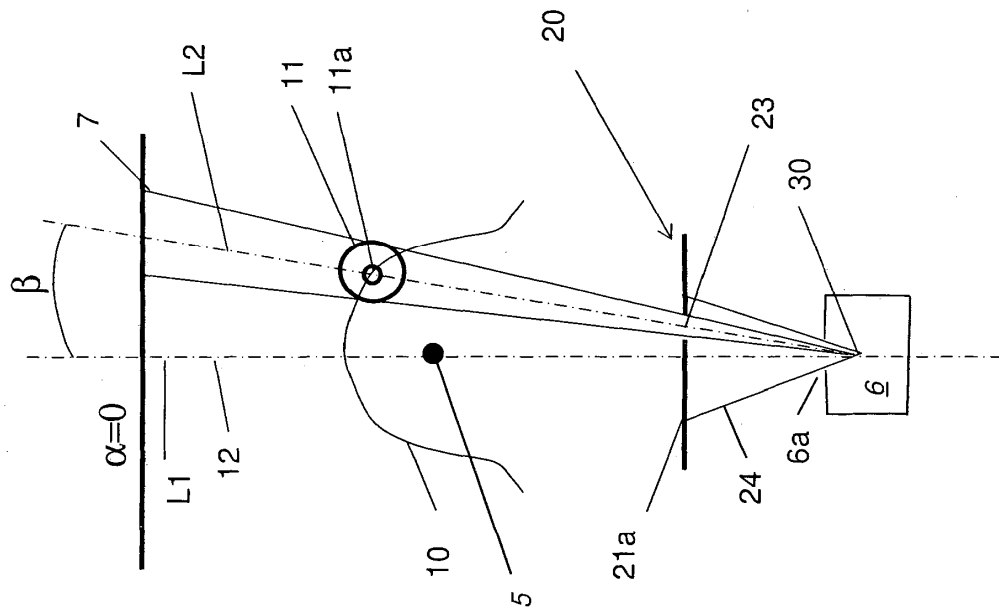


FIG. 5A

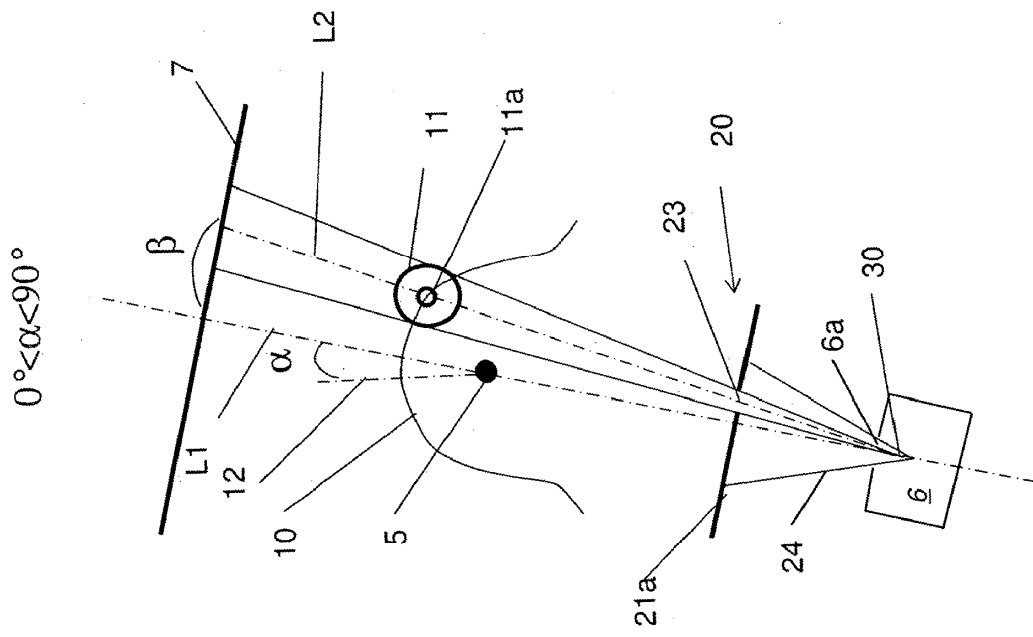


FIG. 5B

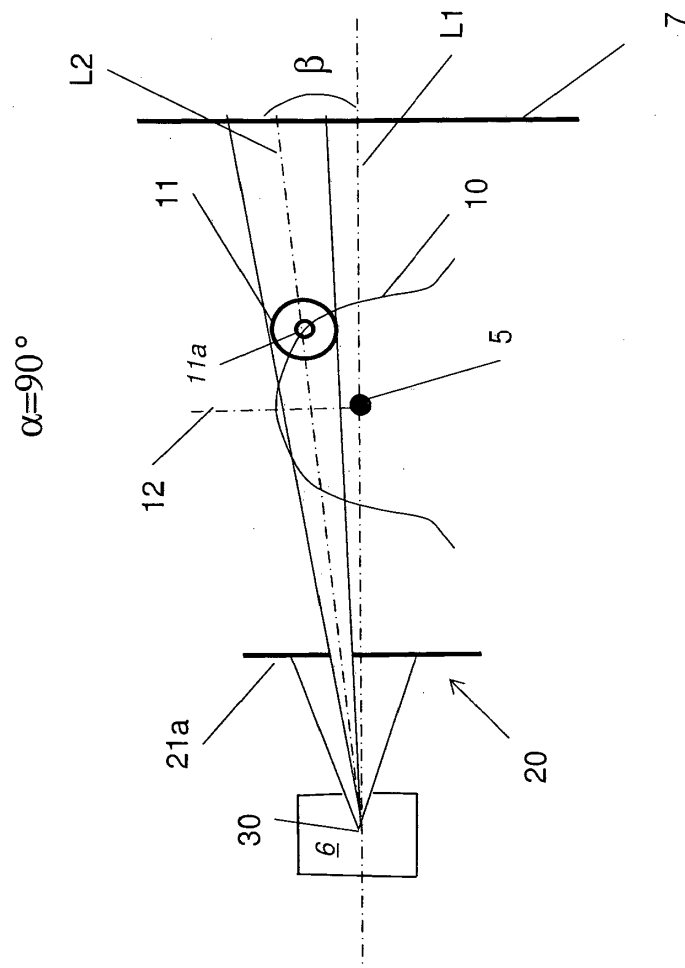


FIG. 5C

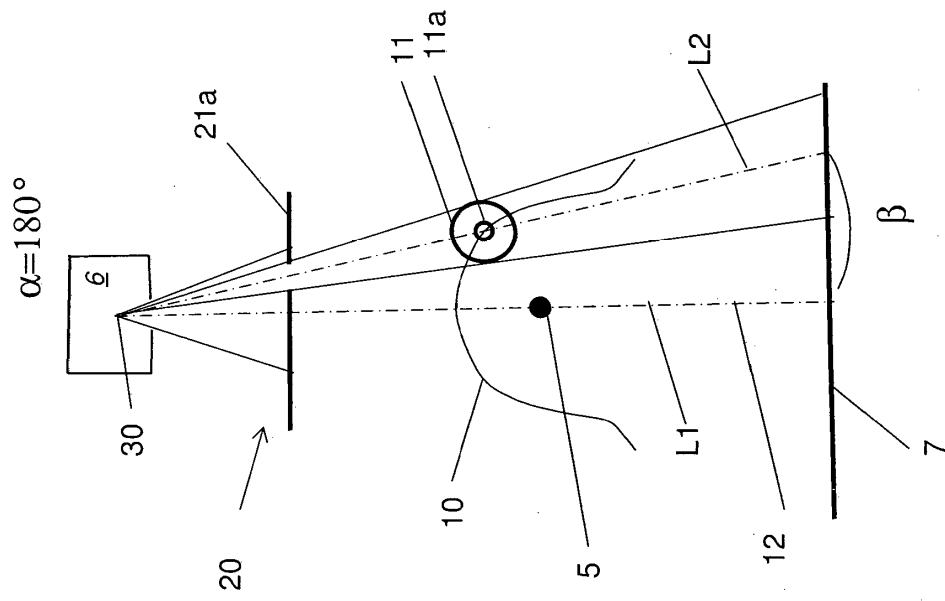


FIG. 5D

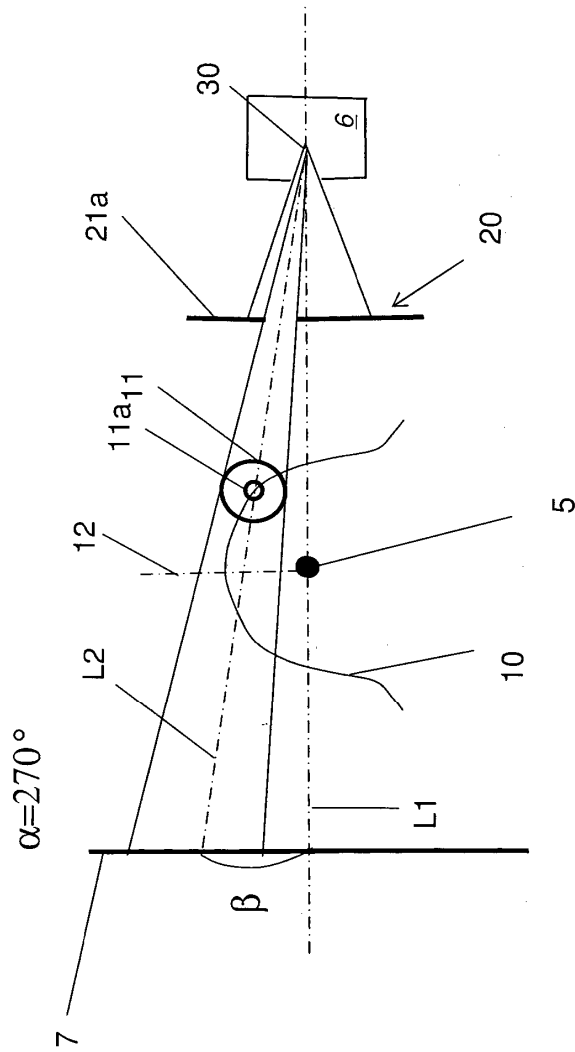


FIG. 5E

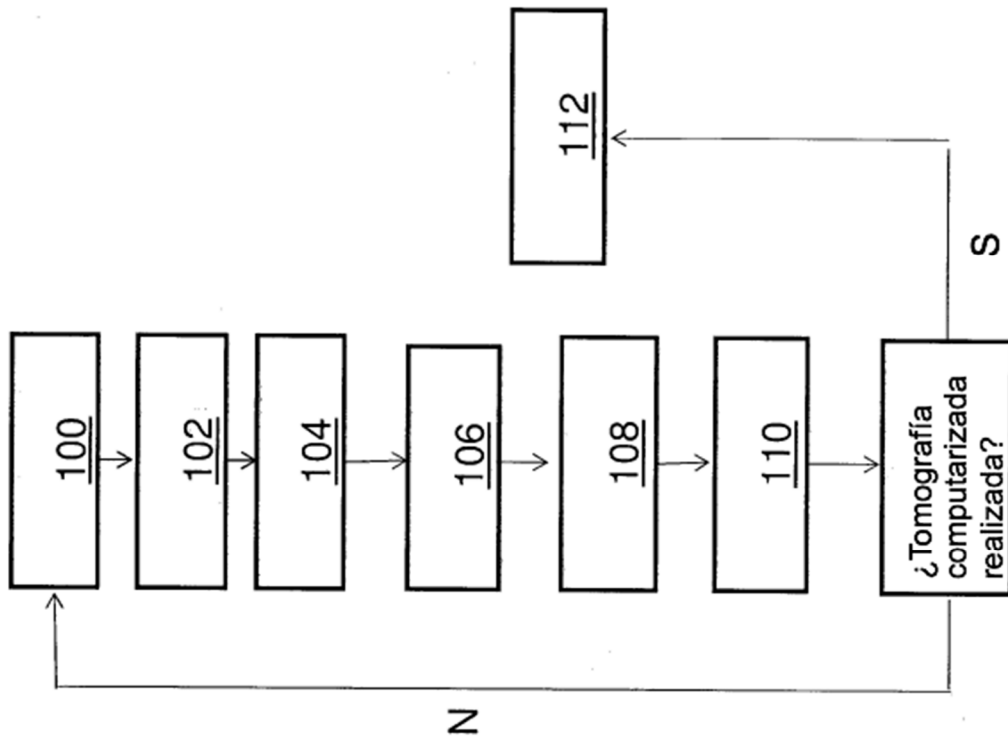


FIG. 6

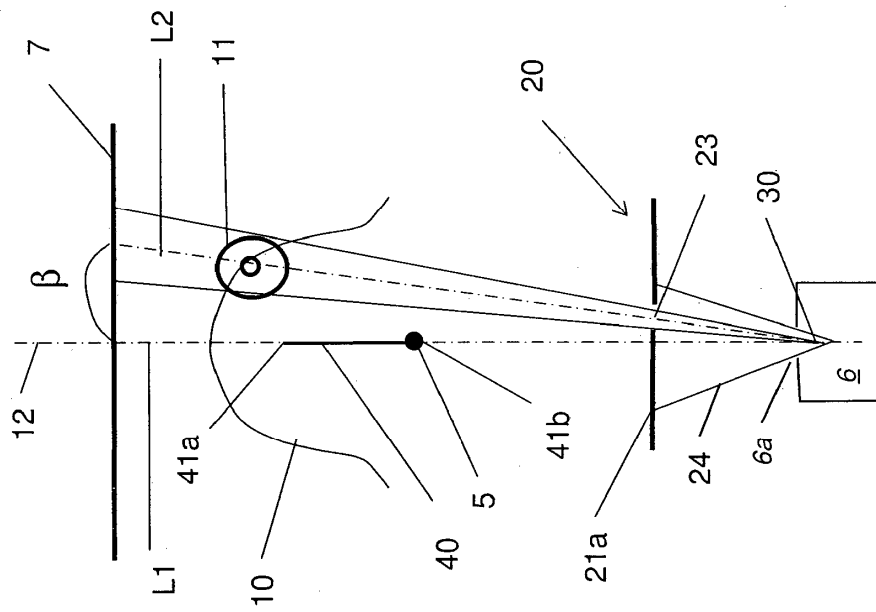


FIG. 7A

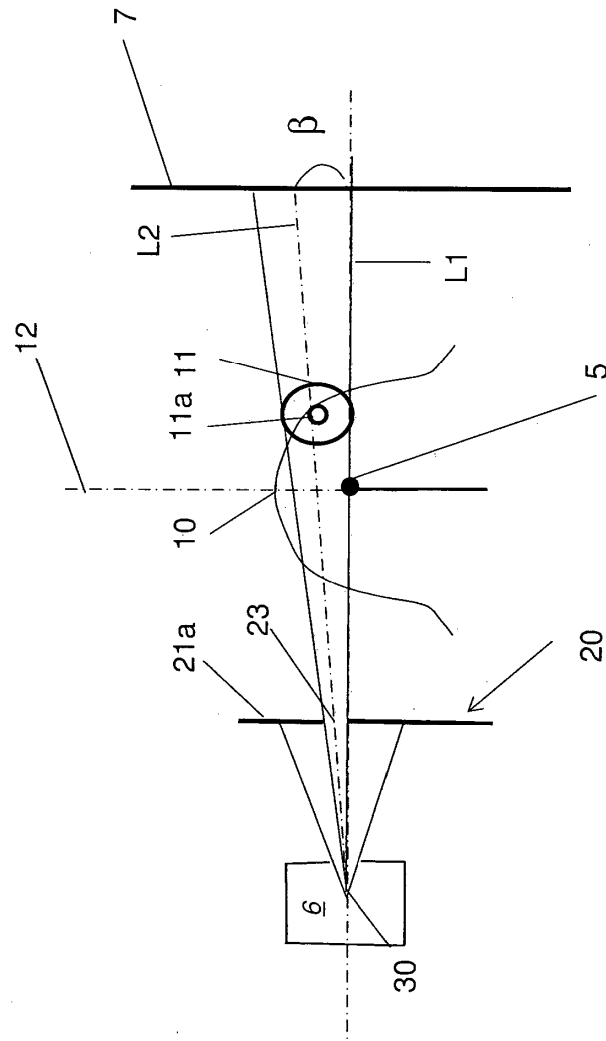


FIG. 7B

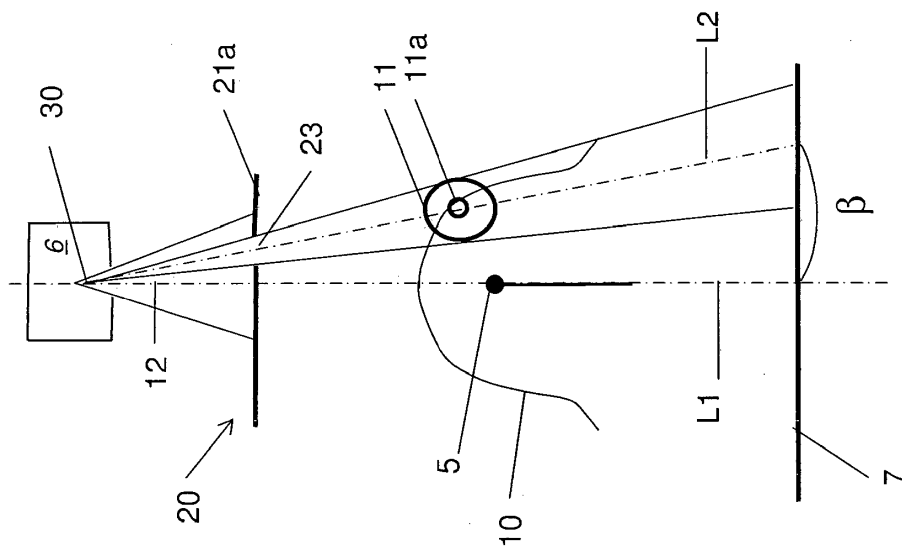


FIG. 7C

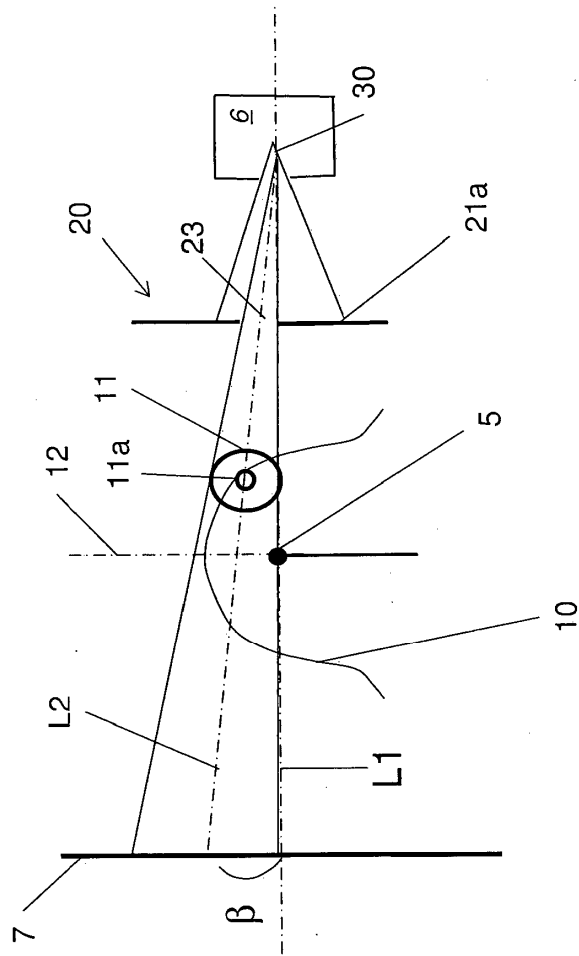


FIG. 7D

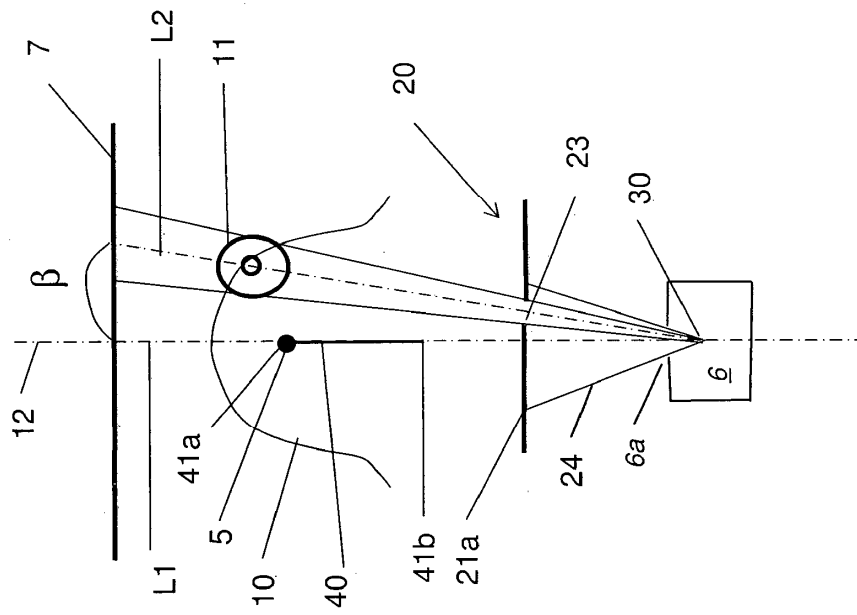


FIG. 8A

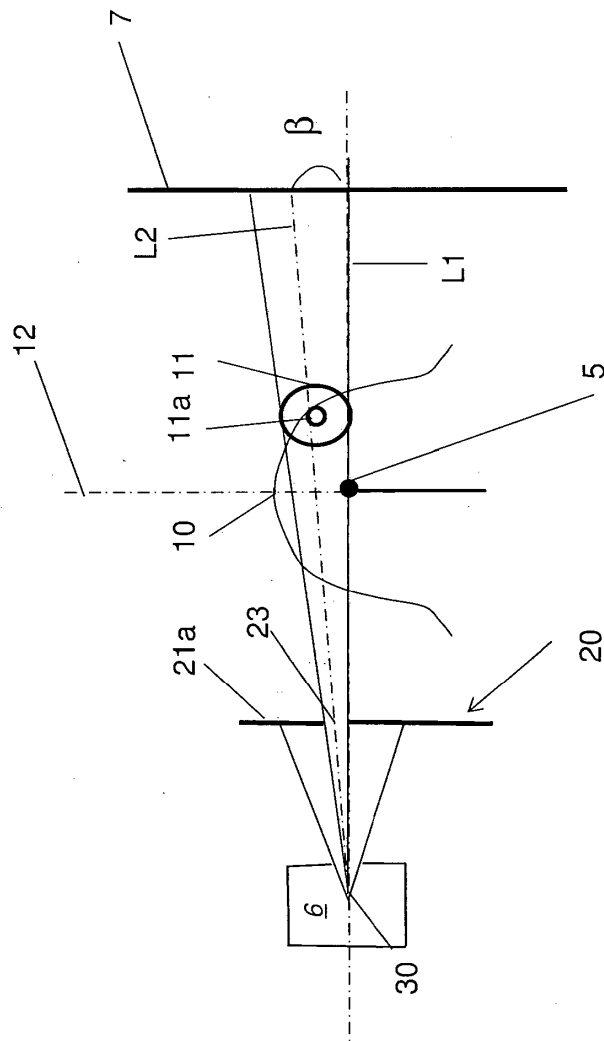


FIG. 8B

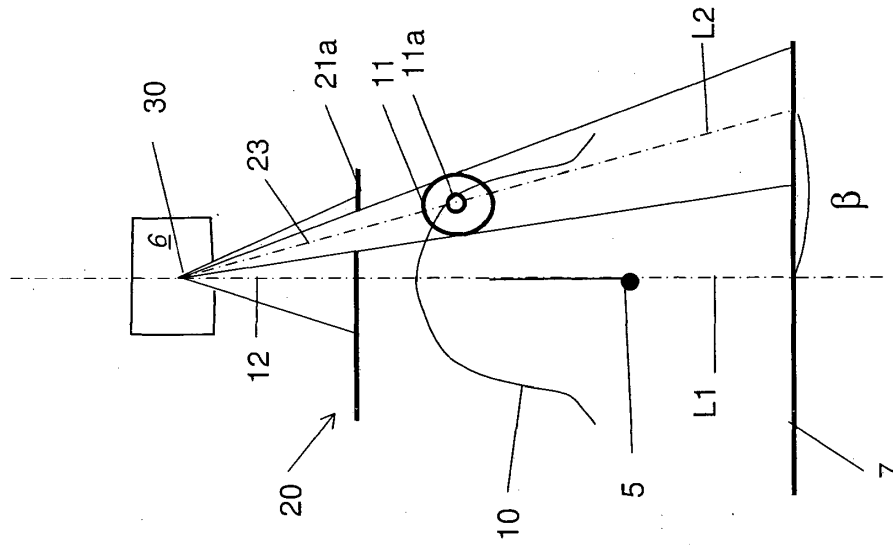


FIG. 8C

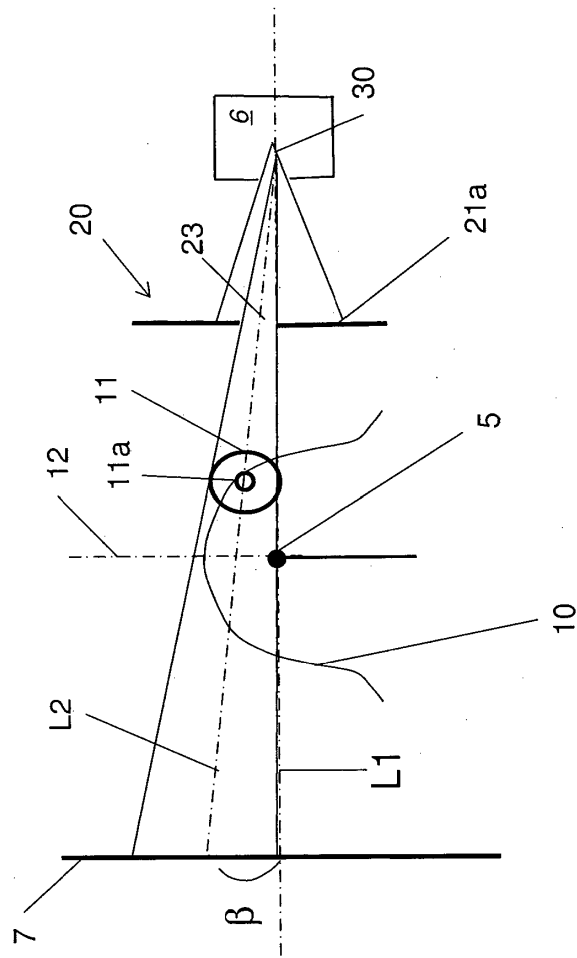
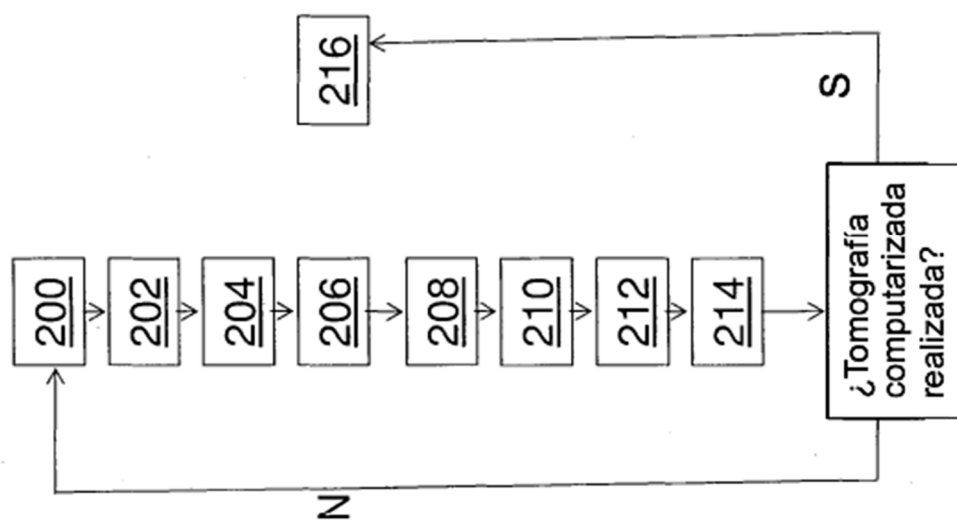


FIG. 8D

**FIG. 9**

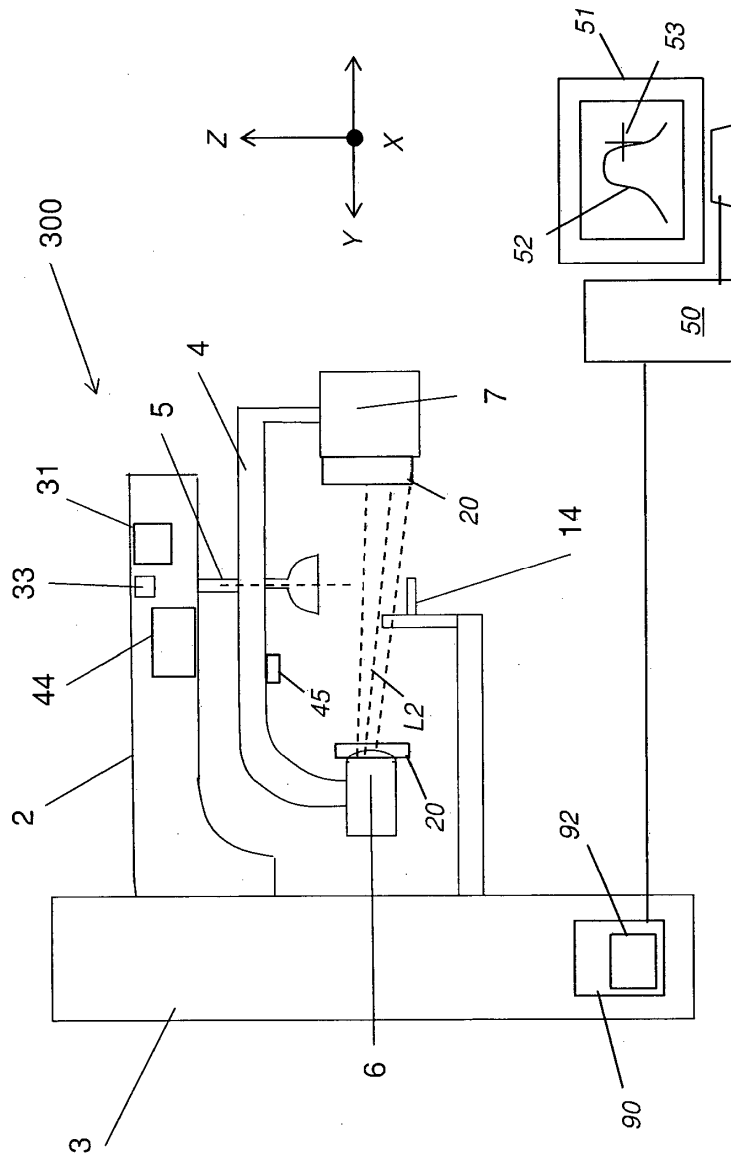


FIG. 10

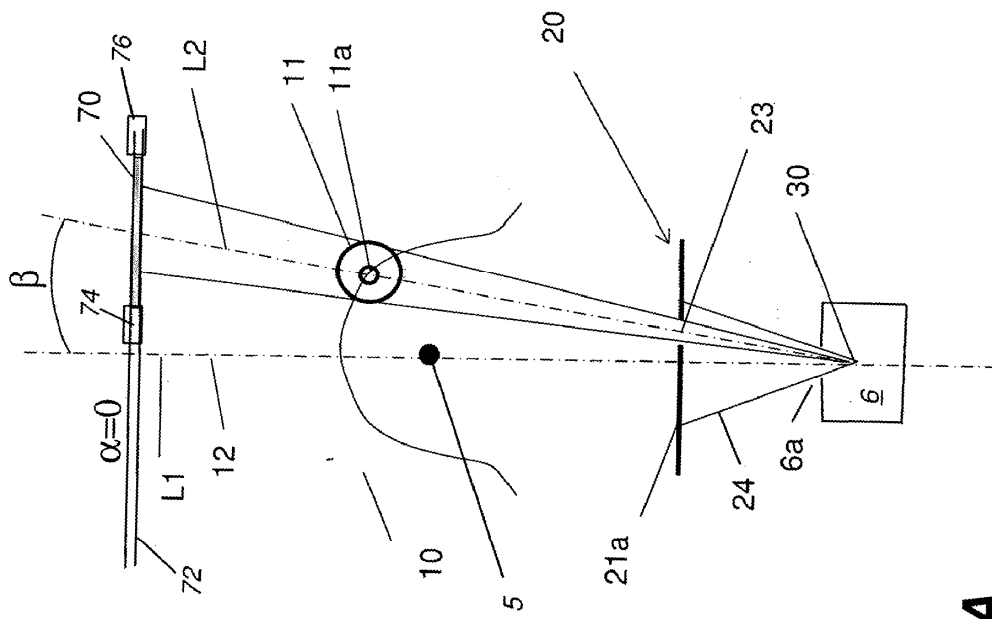
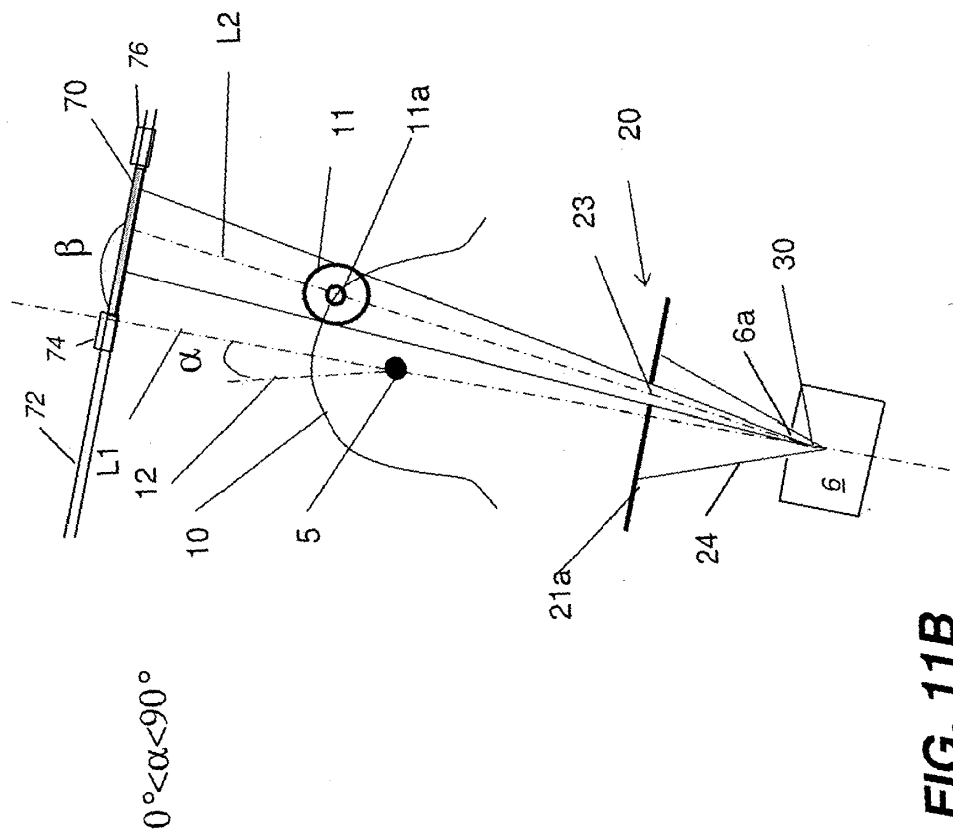


FIG. 11A



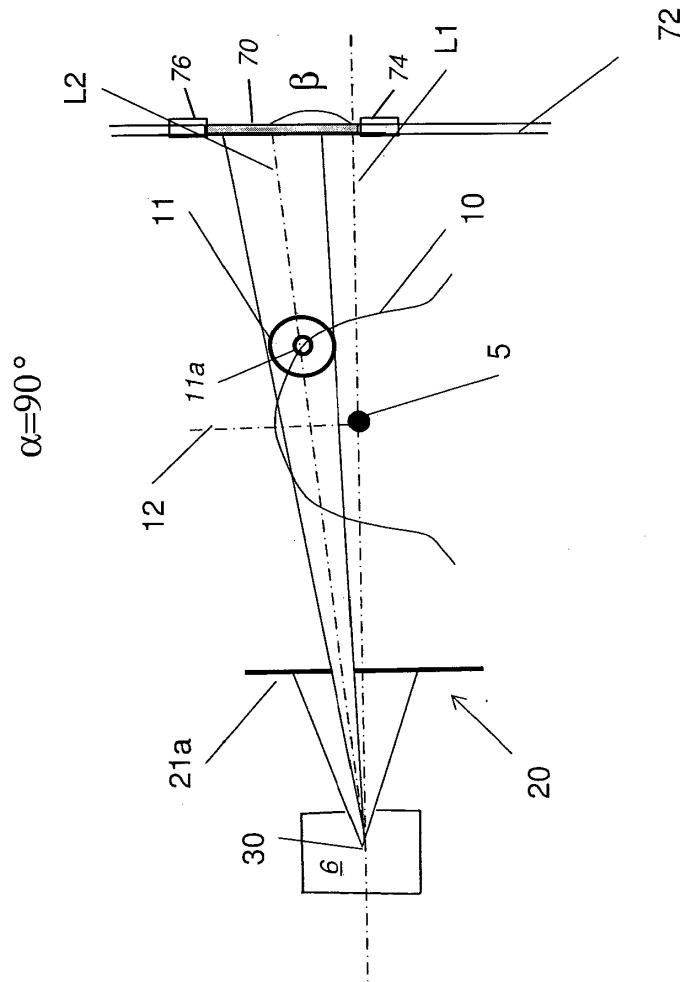


FIG. 11C

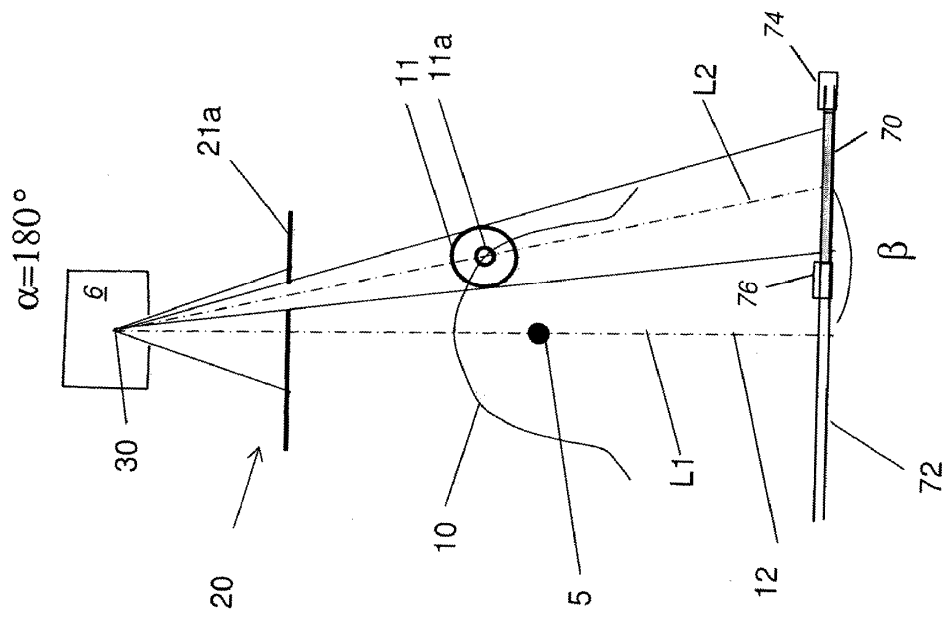


FIG. 11D

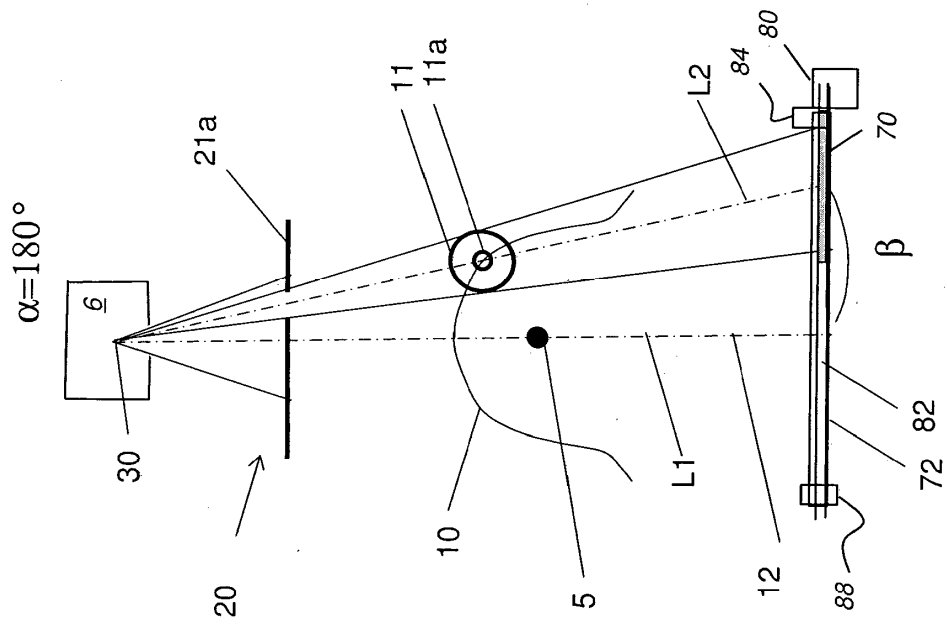


FIG. 11E