

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 770 075**

51 Int. Cl.:

A61B 6/02 (2006.01)

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: **03.11.2015 PCT/IB2015/002201**

87 Fecha y número de publicación internacional: **11.05.2017 WO17077354**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **03.11.2015 E 15801230 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.12.2019 EP 3370618**

54 Título: **Tratamiento dinámico de datos de imagen en dispositivos de formación de imágenes dentales**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
30.06.2020

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**COMPARETTI, CHLOE ABDOUL CARIME;
VLACHOMITROU, ANNA-SESILLA y
LOUSTAUNEAU, VINCENT**

74 Agente/Representante:

GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo

ES 2 770 075 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

Tratamiento dinámico de datos de imagen en dispositivos de formación de imágenes dentales

Campo de la invención

5 La invención se refiere en general al campo de la formación de imágenes médicas de rayos X y más particularmente al campo de la formación de imágenes de rayos X cefalométricas dentales. Además, la invención se refiere a un aparato y/o procedimientos combinados de formación de imágenes dentales de tomografía cefalométrica, panorámica y computarizada.

Antecedentes

10 En el campo de la formación de imágenes dentales, las imágenes cefalométricas (o imágenes del cráneo) son útiles, por ejemplo, en ortodoncia o para cualquier tipo de análisis del cráneo. Comúnmente, la formación de imágenes cefalométricas requiere el uso de un sensor dimensionado para adaptarse al tamaño del cráneo. Una sola toma de rayos X puede luego visualizar el cráneo. El precio de dicho sensor corresponde a una parte importante del precio de todo el dispositivo de formación de imágenes cefalométricas. Para disminuir el precio del dispositivo de formación de imágenes, es posible usar un sensor alargado, o en otras palabras, una cámara detectora de línea. Luego, se realiza un escaneo del objeto (cráneo) adquiriendo una pluralidad de marcos alargados delgados. Los marcos se unen para formar la imagen cefalométrica del cráneo.

20 En la técnica estándar, un colimador primario que puede ser un colimador de cuchilla o obturador se coloca frente a la fuente de rayos X para dar forma aproximadamente a un haz de rayos X cortado. Se coloca un colimador secundario al costado de un módulo de imagen cefalométrica al final de un brazo cefalométrico. El colimador secundario tiene como objetivo dar forma más precisa al haz de rayos X que irradia un dispositivo de formación de imágenes de ranura (por ejemplo, un detector digital) después de atravesar la cabeza de un paciente colocada en el posicionador del paciente entre el colimador secundario y el dispositivo de formación de imágenes de ranura. En el arte estándar, es esencial lograr una alineación perfecta entre el punto focal de la fuente de rayos x, el centro de las aberturas de los colimadores primarios y secundarios y el centro del dispositivo de formación de imágenes de ranura
25 alargada en cualquier paso del proceso de escaneo. Durante el escaneo del cráneo, la apertura del colimador primario se traduce a una velocidad controlada. El colimador secundario y el dispositivo de formación de imágenes de ranura se deslizan a lo largo de rieles paralelos y se acoplan mecánicamente mediante un mecanismo de acoplamiento para que su velocidad de desplazamiento esté correlacionada en una relación constante.

30 Además, se hace referencia al documento US 2014 0 226 793 A1 que describe un restrictor automático de cálculo de tamaño de campo de visión para sistemas y procedimientos para generar una imagen. Un sistema incluye un procesador configurado para recibir un campo de visión del objeto solicitado y determinar si el campo de visión del objeto es posible en función de las restricciones de un sistema de formación de imágenes, en el que las restricciones incluyen las dimensiones de un panel detector y los límites de movimiento de un conjunto colimador. Si el campo de visión del objeto es posible, el procesador está configurado para generar dinámicamente un conjunto de comandos del motor del colimador y parámetros de reconstrucción basados en el campo de visión del objeto, los parámetros de calibración del conjunto del colimador y los parámetros de calibración geométrica del sistema formador de imágenes.
35 El procesador también está configurado para proporcionar el conjunto de comandos del motor del colimador al conjunto del colimador para colocar los obturadores del conjunto del colimador para iluminar el campo de visión del objeto.

40 Si bien dichos sistemas pueden haber alcanzado ciertos grados de éxito en sus aplicaciones particulares, en consecuencia existe la necesidad de mejorar la calidad de la imagen cefalométrica.

Sumario De acuerdo con la presente invención, se proporciona un procedimiento de formación de imágenes de rayos X de una región de interés de un paciente con un aparato de rayos X y un aparato de rayos X para obtener imágenes de una región de interés de un área de formación de imágenes del aparato como se establece en las reivindicaciones 1 y 15, respectivamente. En las reivindicaciones se describen, entre otras cosas, realizaciones dependientes adicionales de la invención. Un aspecto de esta solicitud es avanzar en la técnica de la radiografía digital médica, particularmente para aplicaciones dentales.
45

Otro aspecto de esta solicitud es abordar, en todo o en parte, al menos las deficiencias anteriores y de otro tipo en la técnica relacionada.

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

Una ventaja ofrecida por las realizaciones de aparatos y/o procedimientos de la solicitud se refiere a imágenes de exploración mejoradas tales como imágenes de exploración dental panorámica o imágenes de exploración dental cefalométrica.

Otra ventaja de los ejemplos de procedimientos y/o realizaciones de aparatos de acuerdo con la solicitud se refiere a proporcionar un recorte dinámico para un área recortada en un área activa del detector para cada marco obtenido durante una formación de imágenes de escaneo.

- 5 De acuerdo con un aspecto de la divulgación, se proporciona un procedimiento de formación de imágenes de rayos X con un aparato de rayos X que puede incluir realizar una primera formación de imágenes de escaneo de una región de interés con una abertura de al menos un colimador y al menos uno de una fuente de rayos X y un dispositivo de formación de imágenes de rayos X siguiendo una primera trayectoria de exploración; recolectar una pluralidad de marcos de la primera formación de imágenes de escaneo de la región de interés; determinar una ubicación de al menos un borde de un área irradiada en al menos un marco de la región de interés de dicha pluralidad de marcos de dicha primera formación de imágenes de escaneo; establecer una curva de posición de borde con respecto a la primera formación de imágenes de escaneo de la región de interés; recortar marcos seleccionados de dicha pluralidad de marcos de dicha primera formación de imágenes de escaneo sobre la base de dicha curva de posición de borde; calcular un perfil de exposición real relativo a la primera formación de imágenes de escaneo de la región de interés; y reconstruir la región de interés combinando dichos marcos seleccionados recortados usando dicho perfil de exposición real.

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

20 Breve descripción de los dibujos

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.

- 25 Los elementos de los dibujos no están necesariamente a escala, incluso entre sí. Puede ser necesaria cierta exageración para enfatizar las relaciones estructurales básicas o los principios de operación. Algunos componentes convencionales que serían necesarios para la implementación de las realizaciones descritas, como los componentes de soporte utilizados para proporcionar energía, para el embalaje y para montar y proteger la óptica del sistema, por ejemplo, no se muestran en los dibujos para simplificar la descripción.

- 30 La Figura 1 es un diagrama que muestra un dispositivo de formación de imágenes para producir imágenes cefalométricas y/o imágenes panorámicas que pueden implementar realizaciones de procedimientos y/o aparatos de acuerdo con la solicitud.

La Figura 2 es un diagrama que muestra una vista superior que ilustra la alineación del centro del colimador primario, el centro del colimador secundario y el centro del sensor durante una exploración cefalométrica.

La Figura 3 es un diagrama que muestra una vista superior que ilustra la traslación del centro del colimador primario, el centro del colimador secundario y el centro del sensor durante una exploración cefalométrica.

- 35 La Figura 4 es una ilustración de un mecanismo ejemplar para sincronizar el movimiento de un colimador secundario y un sensor de formación de imágenes.

La Figura 5a es un diagrama que muestra una situación en la que el área irradiada se centra en el área activa del sensor de formación de imágenes debido a la alineación correcta de un colimador secundario con un sensor de formación de imágenes.

- 40 La Figura 5b es un diagrama que muestra una situación en la que el eje central de un área irradiada de rayos X está desplazado transversalmente con respecto al eje central de un área activa de un sensor de formación de imágenes.

- 45 La Figura 5c es un diagrama que muestra una situación en la que el eje central del área irradiada de rayos X está desplazado transversalmente con respecto al eje central del área activa del sensor de formación de imágenes de modo que el área irradiada se extiende parcialmente fuera de un área de imagen recortada del sensor de formación de imágenes.

La Figura 6 es un diagrama que muestra curvas de posición de borde ordenadas y reales relativas a una exploración de formación de imágenes cefalométricas ejemplares.

- 50 La Figura 7a es un diagrama que muestra un perfil de exposición no corregido y un perfil de exposición real de una exploración cefalométrica, siendo calculado este último a partir de la curva de posición del borde de la Figura 7b y el perfil de exposición no corregido.

La Figura 7b es un diagrama que muestra curvas de posición de borde ordenadas y reales relativas a la implementación de un primer ejemplo de realización del procedimiento de formación de imágenes cefalométricas de acuerdo con la solicitud.

La Figura 8 es un diagrama de flujo que muestra un primer ejemplo de realización del procedimiento de formación de imágenes cefalométricas de acuerdo con la solicitud.

La Figura 9 es un diagrama que muestra un marco del cual se han generado imágenes durante una exploración de un paciente.

5 La Figura 10 es un diagrama que muestra un recorte dinámico ejemplar de un marco, definiéndose el área recortada por una posición real de un borde lateral del área irradiada de un detector de formación de imágenes.

La Figura 11.1 es un diagrama que muestra una reconstrucción de imagen cefalométrica usando el perfil de exposición no corregido sin implementar realizaciones de acuerdo con la solicitud.

10 La Figura 11.2 es un diagrama que muestra una reconstrucción de imagen cefalométrica usando el perfil de exposición real calculado usando una realización de recorte de imagen dinámica ejemplar de acuerdo con la solicitud.

La Figura 12 es un diagrama de flujo que muestra otro ejemplo de realización de un procedimiento de formación de imágenes cefalométricas de acuerdo con la solicitud.

15 La Figura 13 es un diagrama que muestra una curva de posición de borde ordenada y curvas de posición de borde de calibración en relación con el escaneo en blanco y la curva de calibración de borde en relación con el escaneo posterior del paciente en una realización de procedimiento de formación de imágenes cefalométricas ejemplares de acuerdo con la solicitud.

La Figura 14 es un diagrama que muestra un perfil de exposición no corregido y un perfil de exposición real de la exploración cefalométrica del paciente.

20 La Figura 15 es un diagrama que muestra ejemplos de perfiles alternativos para una curva de posición de borde real de una trayectoria para una formación de imágenes de escaneo.

La Figura 16 es un diagrama que muestra un perfil de exposición no corregido de una exploración panorámica dental obtenida después del ajuste de retroalimentación de la trayectoria preestablecida.

25 La Figura 17 es un diagrama de flujo que muestra un ejemplo de realización del procedimiento de formación de imágenes panorámicas de acuerdo con la solicitud.

La Figura 18 es un diagrama que muestra una curva de posición de borde ordenada (curva 1) y una curva de posición de borde de calibración en relación con el escaneo en blanco (curva 2) y una curva de posición de borde en relación con el escaneo posterior del paciente (curva 3) en un procedimiento de de formación de imágenes panorámicas.

30 La Figura 19 es un diagrama que muestra un perfil de exposición no corregido y perfiles de exposición reales de la exploración panorámica del paciente.

Descripción de realizaciones ejemplares

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

40 En la siguiente descripción, ciertas realizaciones ejemplares de la solicitud se describirán como un algoritmo o programa de software. Los expertos en la materia reconocerán que el equivalente de dicho software también puede construirse en hardware. Debido a que los algoritmos y sistemas de manipulación de imágenes son bien conocidos, la presente descripción se dirigirá en particular a algoritmos y sistemas que formen parte o cooperen más directamente con el procedimiento de acuerdo con la presente invención. Otros aspectos de tales algoritmos y sistemas, y hardware y/o software para producir y procesar las señales de imagen involucradas con ellos, que no se muestran o describen específicamente en este documento, pueden seleccionarse de dichos sistemas, algoritmos, componentes y elementos conocidos en la técnica.

45 Un producto de programa de ordenador puede incluir uno o más medios de almacenamiento, por ejemplo; medios de almacenamiento magnético como un disco magnético (como un disquete) o cinta magnética; medios ópticos de almacenamiento, como discos ópticos, cintas ópticas o códigos de barras legibles por máquina; dispositivos de almacenamiento electrónico de estado sólido, como memoria de acceso aleatorio (MAA) o memoria de solo lectura (MSL); o cualquier otro dispositivo físico o medio empleado para almacenar un programa de ordenador que tenga instrucciones para controlar una o más ordenadores para practicar el procedimiento de acuerdo con la presente invención.

50 Las realizaciones de procedimientos ejemplares descritas en este documento pueden describirse con referencia a un diagrama de flujo. La descripción de procedimientos ejemplares por referencia a un diagrama de flujo permite a

un experto en la materia desarrollar tales programas, firmware o hardware, incluidas las instrucciones para llevar a cabo los procedimientos en ordenadores adecuados, ejecutando las instrucciones desde medios legibles por ordenador. De manera similar, los procedimientos ejemplares realizados por los programas informáticos de servicio, firmware o hardware también se componen de instrucciones ejecutables por ordenador.

- 5 En este documento, los términos "un" o "una" se usan, como es común en los documentos de patente, para incluir uno o más de uno, independientemente de cualquier otro caso o uso de "al menos uno" o "uno o más". En este documento, el término "o" se utiliza para referirse a un término no exclusivo o "A o B" incluye "A pero no B", "B pero no A" y "A y B", a menos que se indique lo contrario. En este documento, los términos "incluyendo" y "en el que" se utilizan como los equivalentes en inglés simple de los términos respectivos "que comprende" y "en donde". Además, en las siguientes reclamaciones, los términos "que incluye" y "que comprende" son abiertos, es decir, un sistema, dispositivo, artículo, o el proceso que incluye elementos además de los enumerados después de dicho término en un reclamo aún se considera que está dentro del alcance de esa reivindicación.

En las reivindicaciones que siguen, los términos "primero", "segundo" y "tercero", y similares, se usan simplemente como etiquetas y no pretenden imponer requerimientos numéricos a sus objetos.

- 15 La Figura 1 es un diagrama que muestra un dispositivo de formación de imágenes para producir imágenes cefalométricas y/o imágenes panorámicas que pueden implementar procedimientos ejemplares y/o realizaciones de aparatos de acuerdo con la invención. Como se muestra en la Figura 1, un dispositivo 1 de formación de imágenes cefalométricas puede incluir una columna vertical que incluye una parte 1a inferior y una parte 1b superior que se puede deslizar con respecto a la parte inferior para ajustar la altura del paciente. Una plataforma 2 se coloca en la parte superior de la parte 1b superior de la columna vertical y soporta un pórtico 3. El pórtico 3 soporta una fuente 5 de rayos X con un colimador 10 primario para dar forma al haz de rayos X que se origina en la fuente. En una realización, el colimador primario es un colimador de cuchilla o un colimador obturador. En una realización ejemplar, el colimador da forma al haz en un haz de ranura rectangular. En una realización alternativa, la sección transversal del haz puede tener la forma de una pastilla o un trapecio. Opcionalmente, un dispositivo 7 de formación de imágenes es soportado por el pórtico para adquirir una imagen panorámica y/o TC y un soporte 8 de paciente tiene como objetivo colocar repetidamente a un paciente para la imagen panorámica y/o TC. En una realización, la fuente 5 de rayos X y el dispositivo de formación de imágenes están ubicados en las extremidades opuestas del pórtico. Un brazo 9 cefalométrico alargado puede extenderse desde la parte 1b deslizable superior de la columna y soportar un módulo 20 de formación de imágenes cefalométricas. Este módulo 20 cefalométrico puede incluir una plataforma 13 cefalométrica que soporta un soporte 14 para pacientes para colocar un paciente 1000 entre el colimador 11 secundario y un detector 12 de formación de imágenes para imágenes cefalométricas. En una realización ejemplar, el colimador 11 secundario es una placa provista de una abertura alargada en forma de ranura y el detector 12 de formación de imágenes es un detector de línea, o detector en forma de ranura, compuesto por un área alargada de píxeles. El detector de línea utilizado para el detector 12 puede tener unas pocas decenas de píxeles de ancho.

- 35 La Figura 2 es un diagrama que muestra una vista superior que ilustra la alineación de un centro de un colimador primario, un centro de un colimador secundario y un centro de un sensor durante una exploración cefalométrica. Como se muestra en la Figura 2, se requiere una alineación correcta de un centro 10a de la abertura del colimador 10 primario, un centro 11a de la abertura del colimador 11 secundario y un centro 12a del detector 12 de formación de imágenes en cualquier paso del escaneo de imágenes. El haz de rayos X emitido por la fuente 5 de rayos X desde el punto 6 focal primero es formado por el colimador 10 primario en un haz 20 de ranura. El haz de ranura irradia el colimador 11 que forma el haz 20 en un haz 21 de ranura (por ejemplo, haz de ranura más estrecho). El haz 21 de ranura irradia una parte delgada de la cabeza del paciente colocada en el soporte 14 del paciente detrás del colimador 11 e incide en el detector 12 de formación de imágenes.

- 45 Para obtener imágenes de todo el objeto, es decir, la cabeza del paciente, se realiza una exploración (por ejemplo, exploración cefalométrica). Solo se irradia una porción del cráneo del paciente 1000 en cada posición del conjunto, incluido el colimador 10 primario, el colimador 11 secundario y el detector 12 de formación de imágenes. Para escanear el conjunto del cráneo, el centro de la apertura de los colimadores así como el centro del dispositivo de formación de imágenes debe trasladarse (por ejemplo, horizontalmente) de manera sincronizada. Durante una exploración ejemplar, las cuchillas laterales o los obturadores del colimador 10 primario se pueden desplazar horizontalmente, mientras que el colimador 11 secundario se puede trasladar.

- La Figura 3 es un diagrama que muestra una vista superior que ilustra la traslación de un centro de un colimador primario, un centro de un colimador secundario y un centro de un detector durante una exploración cefalométrica. En cada paso de exploración.1 (respectivamente .2) la ubicación 10a.1 (respectivamente 10a.2) del centro 10a del colimador 10 primario, la ubicación 11a.1 (respectivamente 11 a.2) del centro 11a del colimador 11 secundario y la ubicación 12a.1 (respectivamente 12a.2) del centro 12a del área de detección del detector 12 de formación de imágenes se alinean preferiblemente o así se requiere. En una realización ejemplar preferente, el colimador secundario y el detector de revestimiento se desplazan en traslación a lo largo de dos carriles paralelos (no representados en la Figura 3) a velocidades en una relación constante, igual a la relación d_{6-11}/d_{6-12} , de las distancias desde el punto 6 focal al colimador 11 secundario y la distancia desde el punto 6 focal al detector 12 respectivamente. En cada posición, el haz de rayos X de ranura (por ejemplo, el haz 21 de ranura) irradia una parte

de la cabeza del paciente. Al final del proceso de exploración cefalométrica, se ha radiado toda la cabeza 1000 del paciente.

5 El movimiento de varios objetos puede sincronizarse mediante un controlador (por ejemplo, un microprocesador) del dispositivo de formación de imágenes cefalométricas o mediante un mecanismo. La sincronización del colimador 11 secundario y el detector 12 se puede realizar de forma mecánica o electromecánica. El desplazamiento del centro 10a de la abertura del colimador 10 primario está sincronizado con el movimiento del colimador 11 secundario y el detector 12 de formación de imágenes usando uno o más microprocesadores/ordenadores del dispositivo de formación de imágenes dental.

10 Como una realización ejemplar alternativa, en lugar de desplazar la abertura del colimador 10 primario con respecto a la fuente 5 de rayos X, es posible desplazar la fuente 5 de rayos X durante la formación de imágenes de escaneo. Por ejemplo, la fuente se puede girar.

15 La Figura 4 ilustra un ejemplo no-limitativo de un mecanismo para sincronizar el movimiento del colimador 11 secundario y el detector 12 de formación de imágenes. Como se muestra en la Figura 4, un motor 101 acciona una correa 102. La correa 102 coopera con un engranaje 103 lo que hace que un eje 104 gire. Acoplados al eje 104, dos engranajes 105a y 105b de diferente tamaño cooperan con las correas 106a y 106b, respectivamente. La correa 106b, asociada con el engranaje 105b más pequeño, coopera con el colimador 11 secundario mientras que la correa 106a, asociada con el engranaje 105a más grande, coopera con el detector 12 de formación de imágenes. En una realización, la relación de las velocidades del colimador 11 secundario y el dispositivo 12 de formación de imágenes es igual a la relación del radio de los engranajes 105a y 105b. La relación de la velocidad de movimiento del colimador secundario y el detector de formación de imágenes se puede establecer de manera apropiada o definitiva mediante el dimensionamiento seleccionado de los engranajes 105a y 105b.

Sin embargo, debido a las dimensiones y/o espacios libres entre las correas 106a y 106b con los engranajes 105a y 105b respectivamente, el colimador 11 secundario y el detector 12 de formación de imágenes no permanecen en la posición relativa deseada o solicitada durante todo el escaneo.

25 La Figura 5a ilustra una situación de irradiación deseada o ideal correspondiente al caso en el que el colimador 11 secundario y el detector 12 de formación de imágenes están correctamente o perfectamente alineados. El detector 12 de formación de imágenes incluye un área 12b activa con un número n_b de píxeles en la dimensión de ancho. Después de que el haz 21 de ranura ha pasado el colimador 11 secundario, el haz 21 de ranura irradia un área 12c irradiada que tiene un número de n_c píxeles de ancho centrado en el centro 12a del área 12b activa. En las proximidades de los bordes del área 12b activa, la señal puede verse ligeramente degradada o estropeada, por ejemplo, por los efectos de los bordes. Usualmente, las partes del haz de rayos X que pasan en la vecindad de los bordes de la abertura del colimador 11 secundario están parcialmente obstruidas y dispersas. En consecuencia, en la exploración con cefalometría, es preferible recortar la señal dada por los píxeles en la periferia del área 12c irradiada para mantener la reconstrucción de la imagen solo un área 12d de imagen de menor ancho (que el área 12c irradiada) centrada en el área 12b activa. En el caso de una alineación perfecta del colimador secundario y el dispositivo de formación de imágenes como se muestra en la figura 5a, el área 12d recortada también se centra en el área 12c irradiada. Los píxeles del área activa fuera del área 12c irradiada proporcionan una señal blanca, por ejemplo correspondiente a píxeles no irradiados, y también necesitan ser o son recortados preferiblemente. Si se establece un ancho de n_d píxeles para el área de imagen (recortada) 12d, se puede recortar un número de píxeles igual a $(n_b - n_d)/2$ en cada borde del área 12b activa del detector 12 de formación de imágenes.

35 Si la posición y la extensión de este recorte se establece automáticamente en cada uno de los marcos adquiridos en cada posición del colimador 11 secundario y el dispositivo de formación de imágenes simplemente recortando simétricamente un número fijo de píxeles en cada borde del área activa, entonces una desalineación (por ejemplo, aparecer y evolucionar durante el escaneo) del colimador 11 secundario y el detector 12 de formación de imágenes conduce a una designación incorrecta de los píxeles para leer desde el detector 12 de formación de imágenes. En este caso, como se ilustra en la Figura 5b, mientras que el área de formación de imágenes (o área recortada) 12d está centrada en el área 12b activa, el área 12c irradiada, que está desplazada en relación con el área 12b activa, también está desplazada en relación con la imagen o el área 12d recortada. Algunos datos correspondientes a la parte del haz de rayos X que pasó cerca de los bordes del colimador 11 secundario se utilizan en la reconstrucción de la imagen, lo que conduce a una disminución de la calidad del área reconstruida.

50 La figura 5c ilustra una situación aún peor. El área 12c irradiada real del detector 12 de formación de imágenes se extiende al menos parcialmente fuera del área 12d recortada. La posición P del borde izquierdo del área 12c irradiada está entonces en una posición P tal como $P - P_0 > (n_c - n_d)/2$, donde P_0 es la posición del borde izquierdo del área 12c irradiada en la alineación ideal caso de la figura 5a. Como se muestra en la Figura 5c, hay un área 12e dentro del área 12c irradiada donde se recorta información relevante sobre el paciente y un área 12f donde se leen algunos píxeles no irradiados y la información de los mismos se usa para la reconstrucción de imágenes, lo que puede conducir a errores como un blanqueamiento de la imagen.

Por lo tanto, en la técnica relacionada, debido a la separación en la interacción mecánica entre las piezas del mecanismo de acoplamiento, la posición relativa del colimador secundario y el dispositivo de formación de imágenes

en ranura puede diferir de la posición esperada. En consecuencia, la posición del centro de la abertura de los dos colimadores y el centro del dispositivo de formación de imágenes de ranura están desalineados, lo que da como resultado una irradiación no centrada del dispositivo de formación de imágenes de ranura. Durante la costura, la señal proporcionada por los píxeles no iluminados se suma con el resto de los marcos, lo que conduce a líneas blancas horizontales y verticales en la imagen anatómica final del paciente. Estos valores predeterminados pueden complicar las acciones de diagnóstico por parte del profesional. Puede ser costoso y complicado mejorar la mecánica del mecanismo de acoplamiento entre el colimador secundario y el dispositivo de formación de imágenes de ranura. Si bien dichos sistemas pueden haber alcanzado ciertos grados de éxito en sus aplicaciones particulares, en consecuencia existe la necesidad de mejorar la calidad de la imagen cefalométrica. En particular, existe la necesidad de un procedimiento implementado por ordenador para mejorar la calidad de la imagen cefalométrica (por ejemplo, imágenes de exploración cefalométrica).

Los ejemplos de procedimientos y/o realizaciones de aparatos de acuerdo con la solicitud pueden implementar un recorte dinámico para el área 12d recortada en el área 12b activa para cada marco obtenido durante una formación de imágenes de escaneo. Ciertas realizaciones ejemplares de acuerdo con la solicitud pueden implementar un proceso de recorte dinámico mediante la detección dinámica de la posición P de un borde del área 12c irradiada en el área 12b activa para establecer dinámicamente la posición del área 12d recortada en cada marco. En una realización ejemplar, el borde puede ser un borde lateral que se extiende en una dirección transversal a la dirección de exploración. En otra realización ejemplar, el borde transversal es ortogonal a la dirección de exploración.

Durante un escaneo cefalométrico, la posición de un borde (por ejemplo, el borde izquierdo) del área irradiada en el área activa del dispositivo de formación de imágenes está destinada a ser u ordenada en una posición establecida y constante durante todo el escaneo (curva de posición del borde 1 en la Figura 6). Como se describe aquí, la separación entre los elementos mecánicos de la Figura 4, en realidad, provoca un ligero desplazamiento progresivo relativo del colimador secundario y el dispositivo de formación de imágenes con respecto a su posición ordenada durante la exploración (curva de posición del borde 2 en la Figura 6). La curva de posición del borde es del tipo esbozado por la curva de posición del borde 2 en la Figura 6 y representa la posición de un borde del área irradiada en un marco como una función de la posición del marco entre el conjunto de marcos adquiridos durante el escaneo.

La curva de posición del borde puede corresponder a la posición de la posición del borde izquierdo o derecho. Además, en lugar de usar una curva de posición de borde, las realizaciones ejemplares de la solicitud también pueden usar una curva de posición central que proporciona la posición del centro del área irradiada en cada marco, en el medio exacto de la posición de ambos bordes detectados.

Como se usa en este documento, un perfil de exposición es la superposición de los marcos tomados durante un escaneo (o imágenes de escaneo) en función de la posición de los marcos durante el escaneo. El perfil de exposición define las posiciones de la trayectoria en la que se capturan los marcos.

Una trayectoria preestablecida, es decir, la posición en cualquier momento del escaneo del colimador secundario y la imagen del detector, se almacena en (por ejemplo, en el microprocesador de) el dispositivo de formación de imágenes. El microprocesador puede dar instrucciones o control al motor 101 para el desplazamiento del colimador, el colimador secundario y el dispositivo de formación de imágenes. Durante el desplazamiento, el detector 12 de formación de imágenes adquiere los marcos a una velocidad de marco constante, típicamente 300 marcos/segundo. Además, un dispositivo puede dar retroalimentación de la posición real del detector de formación de imágenes que puede ser diferente de la posición ordenada y da retroalimentación al microprocesador. En una realización, el motor es un motor paso a paso y la información de la posición de paso real del motor se envía al microprocesador del dispositivo de formación de imágenes. Con base en las posiciones reales del colimador y el dispositivo de formación de imágenes, se puede definir un perfil de exposición no corregido, es decir, sin el uso de procedimientos ejemplares y/o realizaciones de aparatos descritos en este documento. Este perfil de exposición no corregido define la superposición entre marcos sucesivos teniendo en cuenta la posición real del colimador secundario y los dispositivos de formación de imágenes, posicionados por el motor 101, pero no tiene en cuenta la desalineación relativa de estos dos elementos que puede ser causada por mecanismo de acoplamiento (por ejemplo, el espacio libre entre las correas 106a y 106b y los engranajes 105a y b (Figura 4). En otras palabras, el perfil de exposición no corregido considera que el área irradiada está centrada en el área 12b activa durante todo el escaneo.

Será evidente para el experto en la materia que todos los perfiles de exposición (perfiles de exposición reales y no corregidos) son ruidosos porque se calculan sobre la retroalimentación de la posición del dispositivo de formación de imágenes, aunque los perfiles de exposición se representan como curvas cerradas. Como alternativa, es posible calcular el perfil de exposición solo en función de la trayectoria, es decir, sin llevar a cabo el ajuste de posición mediante una retroalimentación descrita anteriormente. En ese caso, la posición real del dispositivo de formación de imágenes y el sensor no se tiene en cuenta en la determinación del perfil de exposición, sino solo la posición ordenada.

Como se describe en este documento, en una exploración cefalométrica lineal, la trayectoria es una traslación a velocidad constante del colimador 11 secundario y el dispositivo 12 de formación de imágenes. El perfil de exposición no corregido (curva 1 en la Figura 7a) de una exploración cefalométrica lineal estándar corresponde a una superposición casi constante de marcos, tomándose los marcos sucesivos casi en posiciones espaciadas

regularmente del colimador 11 secundario y el dispositivo 12 de formación de imágenes a lo largo de la trayectoria, a pesar del proceso de ajuste de retroalimentación.

5 El perfil 1 de exposición no corregido (respectivamente 2) de la Figura 7a corresponde a la curva 1 de posición del borde (respectivamente 2) de la Figura 7b. El desplazamiento de un píxel de la posición del borde en un marco corresponde a un aumento (o disminución) de un píxel en la superposición de este marco con el marco anterior.

10 La Figura 8 es un diagrama de flujo que muestra un primer ejemplo de realización del procedimiento de formación de imágenes cefalométricas de acuerdo con la solicitud. Como se muestra en la Figura 8, en el paso 200, se almacena una trayectoria en el procesador del dispositivo de formación de imágenes cefalométrica. El perfil de exposición no corregido correspondiente, es decir con el ajuste de retroalimentación, es el perfil de exposición representado en la curva 1 de la Figura 7a. Se coloca un paciente 1000 en el soporte 14. En el paso 202, el dispositivo de formación de imágenes cefalométricas escanea la cabeza de un paciente colocado en el soporte 14. El escaneo se lleva a cabo de acuerdo con la trayectoria almacenada en el paso 200. Una pluralidad de marcos se adquiere a velocidad de marco constante. Luego, en el paso 204, un tratamiento de datos de imagen convencional conocido en la técnica detecta la posición de al menos uno de los bordes laterales del área irradiada en al menos un marco. Cada uno de los marcos contiene un área blanca correspondiente a la parte no irradiada del dispositivo de formación de imágenes y un área con varios niveles de gris correspondientes a la incidencia del haz de rayos X en el dispositivo de formación de imágenes (por ejemplo, véase la Figura 9). La Figura 9 es un diagrama que muestra un marco ejemplar del cual se han generado imágenes durante un escaneo de un paciente. Estos rayos X pueden haber atravesado la anatomía del paciente y haber sido más o menos absorbidas, dando lugar a una señal correspondiente a varios niveles de gris. Los rayos X también puede haber afectado directamente al dispositivo de formación de imágenes al principio o al final de la exploración cuando el dispositivo de formación de imágenes y el colimador secundario están en sus posiciones inicial o final de su trayectoria. En este caso, el área irradiada se representa como un área negra.

15 En el paso 206, las posiciones P de al menos un borde lateral del área irradiada de al menos algunos de los marcos adquiridos en el paso 202, se calculan y almacenan. En una realización ejemplar preferente, la detección de al menos un borde del área irradiada (etapa 204) se realiza para todos los marcos. Alternativamente, es posible en la implementación de algunas realizaciones de procedimientos ejemplares detectar al menos un borde en solo algunas de las tramas. En ese caso, el paso 206 puede incluir un primer subpaso para determinar un primer conjunto de posiciones del borde para los marcos para los que se lleva a cabo el paso 204 y un segundo subpaso para interpolar las posiciones del borde para los otros marcos usando el primer conjunto de posiciones. En otra realización de procedimiento ejemplar más, es posible detectar al menos un borde en un solo marco. En ese caso, se puede detectar un desplazamiento entre las posiciones ordenadas y las posiciones reales del área irradiada en el área activa. Las posiciones P se almacenan, por ejemplo, en el microprocesador.

20 En el paso 208, los marcos se recortan usando las posiciones calculadas y almacenadas en el paso 206. La Figura 10 es un diagrama que muestra un recorte dinámico ejemplar de un marco, definiéndose el área recortada por una posición real de un borde lateral del área irradiada de un detector de formación de imágenes. Como se muestra en la Figura 10, el ancho (en número de píxeles) del área irradiada es n_c y la posición del borde izquierdo del área 12c activa en el área 12d activa es P. El área 12d recortada tiene un ancho de n_d píxeles deben estar centrados en el área irradiada. Luego, la operación de recorte consiste en conservar solo la información relativa a los píxeles ubicados entre las posiciones $P+(n_c-n_d)/2$ y $P+(n_c+n_d)/2$.

25 En el paso 210, el perfil de exposición real (curva 2 en la Figura 7.b), diferente del perfil de exposición no corregido que viene después del ajuste de retroalimentación, del escaneo del paciente, se calcula sobre la base de las posiciones medidas en el paso 204 y calculado y almacenado en el paso 206 y en el perfil de exposición no corregido. Luego, en el paso 212, la imagen se reconstruye utilizando el perfil de exposición real (Figura 11.2). La Figura 11.1 representa la reconstrucción de la imagen final de acuerdo con la técnica anterior, utilizando el perfil de exposición no corregido, es decir sin corrección del desplazamiento del área irradiada. La Figura 11.2 representa la reconstrucción correcta teniendo en cuenta el desplazamiento, es decir, aplicando el perfil de exposición real (Figura 11.2) de acuerdo con realizaciones ejemplares de la solicitud.

30 En lugar de detectar al menos un borde del área irradiada en los marcos adquiridos a lo largo del escaneo de un paciente, se seleccionaron realizaciones ejemplares para el recorte dinámico para un área irradiada en el área activa de un dispositivo de formación de imágenes para cada marco obtenido durante un transporte de imágenes de escaneo un escaneo en blanco al momento de la instalación del dispositivo en el sitio dental. En este escaneo en blanco, el área no irradiada del marco es blanca y el área irradiada es negra y no gris, como es el caso de los marcos adquiridos durante el escaneo de un paciente. La detección de los bordes se facilita porque el contraste entre irradiados y no irradiados es más fuerte en los marcos adquiridos durante un escaneo en blanco que en los marcos adquiridos durante el escaneo de un paciente.

35 La Figura 12 es un diagrama de flujo que muestra un segundo ejemplo de realización del procedimiento de formación de imágenes cefalométricas de acuerdo con la solicitud. Como se muestra en la Figura 12, en el paso 300, se almacena una trayectoria preestablecida en el procesador del dispositivo de formación de imágenes cefalométricas correspondiente a un perfil de exposición no corregido (ajustado por retroalimentación) (curva 1 de la Figura 14). En el paso 302, el dispositivo de formación de imágenes lleva a cabo un escaneo en blanco, es decir, un

escaneo sin un paciente posicionado en el soporte del paciente. El escaneo se lleva a cabo de acuerdo con la trayectoria almacenada. Entonces se adquiere una pluralidad de marcos. En el paso 304, un tratamiento de datos de imagen convencional conocido en la técnica puede detectar la posición de al menos uno de los bordes (por ejemplo, lateral) del área irradiada en al menos un marco del escaneo en blanco.

- 5 En el paso 306, las posiciones P del al menos un borde lateral del área irradiada de al menos algunos de los marcos adquiridos en el paso 302, se calculan y almacenan. Nuevamente, en una realización ejemplar preferente, la detección de al menos un borde del área irradiada (paso 304) se realiza para todos los marcos. Alternativamente, es posible detectar al menos un borde en solo algunos de los marcos. En ese caso, el paso 306 puede incluir primero determinar un primer conjunto de posiciones del borde para los marcos para los que se realizó el paso 304 y
 10 segundas posiciones de interpolación del borde para los otros marcos usando el primer conjunto de posiciones. En otra realización ejemplar más, es posible detectar al menos un borde en un solo marco. En ese caso, se puede detectar un desplazamiento entre las posiciones ordenadas y las posiciones reales del área irradiada en el área activa. Las posiciones P pueden almacenarse en el dispositivo de formación de imágenes cefalométrica, por ejemplo, en el microprocesador. Las posiciones P en una situación ideal se representan en la curva de posición del
 15 borde 1 de la Figura 13, las posiciones reales P obtenidas de la exploración en blanco se representan en la curva de posición del borde 2 de calibración de la Figura 13.

Según las realizaciones de la solicitud, los pasos 300 a 306 pueden corresponder a un paso de calibración que se puede llevar a cabo durante la instalación del aparato de rayos x, por ejemplo, en el sitio dental. Es posible que este paso de calibración no se reproduzca para cada paciente antes de los pasos descritos a continuación que están
 20 específicamente dirigidos a la exploración de cada paciente. Además, el paso de calibración, los pasos 300 a 306 se pueden llevar a cabo una sola vez para una pluralidad de pacientes, mientras que los pasos 308 a 318 se llevan a cabo para cada paciente y se benefician de los resultados de los pasos 300 a 306 de calibración. En una realización alternativa, el paso de calibración de acuerdo con los pasos 300 a 306 también se puede llevar a cabo antes de la exploración de cada paciente. En otra realización alternativa, la etapa de calibración de acuerdo con las etapas 300
 25 a 306 también se puede llevar a cabo periódicamente en el tiempo o ante una condición de error detectada.

En el paso 308, el paciente se escanea utilizando la trayectoria preestablecida (que conduce al perfil de exposición no corregido representado en la curva 1 de la Figura 14). En un paso 310 sucesivo, se determina al menos un borde lateral del área 12c irradiada en al menos un marco adquirido durante el paso 306. Se ha observado que la curva de posición del borde puede desplazarse de un escaneo al otro pero mantener el mismo perfil general. En
 30 consecuencia, al comparar la curva de posición del borde de calibración para las posiciones P del borde lateral del área irradiada en un marco obtenido en el paso 302 durante la exploración en blanco y la curva de posición del borde para las posiciones P del borde lateral del área 12c irradiada en un marco obtenido en el paso 308 durante el escaneo de un paciente en el mismo momento del escaneo, es posible calcular la magnitud del desplazamiento. La curva de posición del borde (curva 3 en la Figura 13) se puede calcular (paso 312) sobre la base del desplazamiento
 35 determinado y la curva de posición del borde de calibración de la exploración en blanco.

Una forma ejemplar de calcular la curva de posición del borde 3 (Figura 13) en relación con el escaneo del paciente es interpolar la curva de posición del borde 2 de calibración en relación con el escaneo en blanco mediante una función polinómica de primer o segundo grado. La misma función polinómica se desvía simplemente para obtener la curva 3 de posición del borde.

40 Una vez que se conoce o determina la curva 3 de la posición del borde de las áreas irradiadas en relación con el escaneo del paciente, es posible recortar los marcos, como se describe en el procedimiento ejemplar que se muestra en la Figura 8. En el paso 314, se recortan los marcos utilizando las posiciones calculadas del paso 312. Como se muestra en la Figura 10, el ancho (en número de píxeles) del área 112c irradiada es n_c y la posición del borde izquierdo del área 12c activa en el área 12d activa es P. Un área 12d recortada que tiene un ancho de n_d
 45 píxeles debe estar centrada en el área 12c irradiada. Luego, la operación de recorte consiste en conservar solo la información relativa a los píxeles ubicados entre las posiciones $P+(n_c-n_d)/2$ and $P+(n_c+n_d)/2$. Este procedimiento ejemplar también se puede implementar con un ancho variable n_d del área recortada n_d a lo largo del escaneo. Luego se almacena un n_d perfil preestablecido en el microprocesador del dispositivo de formación de imágenes cefalométricas y el valor n_d variable se usa en las ecuaciones mencionadas anteriormente.

50 En el paso 316, el perfil de exposición real (Curva 3 en la Figura 14), diferente del perfil de exposición no corregido (proveniente de la trayectoria preestablecida) utilizado para la exploración del paciente (Curva 1 en la Figura 14), se calcula en la base de la curva de posición del borde calculada en el Paso 314 (curva 3 en la Figura 13) y el perfil de exposición no corregido del escaneo del paciente. Luego, en el paso 318, la imagen se reconstruye utilizando el perfil de exposición real (por ejemplo, Figura 11.2).

55 Debe observarse que una curva de posición de borde no tiene necesariamente el perfil representado en la Figura 13. Desde un punto de vista general, las realizaciones ejemplares de acuerdo con la solicitud pueden incluir diferentes relaciones de posición de borde. Por ejemplo, la curva de posición del borde puede ser una función creciente de la posición de los marcos en la imagen final (curva a en la Figura 15). También puede ser una función decreciente (curva b), o incluso tener un valor mínimo (curva c) o un valor máximo (curva d). También se pueden imaginar otras

relaciones de posición de borde. En cualquier caso, es posible interpolar la curva de posición del borde, por ejemplo, mediante una función polinómica, preferiblemente de primer o segundo grado.

Como se muestra en la Figura 1, el pórtico 3 del dispositivo 1 de formación de imágenes puede incluir un segundo detector 7 de imágenes que puede ser un detector de formación de imágenes panorámicas. Este dispositivo de formación de imágenes es un detector de formación de imágenes alargado del mismo tipo que el dispositivo de formación de imágenes cefalométricas. En algunas realizaciones ejemplares, el detector 12 de formación de imágenes cefalométricas y el detector 7 de formación de imágenes panorámicas son un único dispositivo de formación de imágenes que puede enchufarse y desenchufarse desde una primera posición en el extremo del brazo 9 cefalométrico a una segunda posición en un extremo del pórtico 3 dependiendo del tipo de imagen que se requiera. La fuente 5 de rayos X y el detector 7 de formación de imágenes panorámicas están una frente al otro en una posición relativa fija con un paciente colocado en el soporte 8 del paciente situado en el medio.

Durante una exploración panorámica, el pórtico 3 sigue una trayectoria preestablecida compuesta de traslación selectiva y rotación selectiva de modo que el haz de rayos X cortado generado por la fuente 5 de rayos X y formado por el colimador 10 primario irradie secuencialmente todo el arco dental. La posición real del pórtico (posición XY y posición angular) es detectada por sensores dedicados y, como en la exploración lineal cefalométrica, el perfil de exposición, que define la superposición de marcos a lo largo de la trayectoria de la fuente y el dispositivo de formación de imágenes, se calcula utilizando señales de retroalimentación enviadas a lo largo de la trayectoria preestablecida. El perfil de exposición de una exploración panorámica tiene forma de U o de V (véase Figura 16). La exposición o exploración panorámica comienza con la irradiación de los molares en un lado de la mandíbula con una superposición de los marcos (o densidad de marcos) definidos por la trayectoria y ajustados por la señal de retroalimentación. La exploración continúa con la irradiación de los dientes frontales, para cuya región se incrementa la superposición de marcos (o la densidad de marcos) en comparación con la superposición de marcos en relación con la región de los molares. El perfil de exposición alcanza un mínimo en la posición de los dientes frontales. La exploración panorámica finaliza con la irradiación de los molares en el lado opuesto de la mandíbula con una superposición de marcos (o densidad de marcos) que es más pequeña que la irradiación de los dientes frontales.

El colimador 10 primario puede tener una apertura variable. La apertura variable del colimador 10 primario puede implementarse, por ejemplo, con un colimador de cuchilla o obturador o similar. El ancho de la abertura del colimador 10 primario se puede variar durante la exploración panorámica para variar el ancho del canal focal, que es el área de nitidez, de la imagen panorámica. Luego, un perfil de anchura define el ancho de la abertura del colimador 10 en cualquier posición de la fuente de rayos X y el dispositivo de formación de imágenes a lo largo de su trayectoria durante la exploración panorámica. Si una de las cuchillas u obturadores laterales del colimador 10 primario no se posiciona en la ubicación preestablecida, entonces el área irradiada del dispositivo de formación de imágenes no está exactamente centrada en el dispositivo de formación de imágenes y puede recortarse inadecuadamente o degradar la imagen panorámica reconstruida.

La Figura 17 es un diagrama de flujo que muestra un ejemplo de realización del procedimiento de formación de imágenes panorámicas de acuerdo con la solicitud. Como se muestra en la Figura 17, en el paso 400, una trayectoria preestablecida para el pórtico 3 (dando aumento después del ajuste de retroalimentación al perfil de exposición no corregido ilustrado en la curva 1 de la Figura 19) y un perfil de ancho preestablecido (por ejemplo, variable) para el colimador 10 se almacenan en el dispositivo de formación de imágenes panorámica. En una realización, el procesador en el dispositivo de formación de imágenes panorámicas puede almacenar una pluralidad de trayectorias seleccionables preestablecidas. En el paso 402, el dispositivo de formación de imágenes lleva a cabo un escaneo en blanco que es un escaneo sin un paciente posicionado en el soporte del paciente. El escaneo en blanco se lleva a cabo de acuerdo con la trayectoria almacenada y el perfil de ancho almacenado del colimador. Luego se adquiere una pluralidad de marcos, preferiblemente a una velocidad de marco constante durante el escaneo en blanco. En el paso 404, un tratamiento de datos de imagen convencional conocido en la técnica puede detectar la posición de al menos un borde (por ejemplo, lateral, superior, esquinas) del área irradiada en al menos un marco.

En el paso 406, se calculan y almacenan las posiciones P de al menos un borde lateral del área irradiada de al menos algunos de los marcos adquiridos en el paso 402. En una realización ejemplar, la detección de al menos un borde del área irradiada (etapa 404) se realiza para todos los marcos del escaneo panorámico en blanco. Alternativamente, es posible detectar al menos un borde en solo algunos de los marcos. En ese caso, el paso 406 incluye determinar un primer conjunto de posiciones del al menos un borde para los marcos para los que se llevó a cabo el paso 404 y luego interpolar las posiciones del al menos un borde para los otros marcos (marcos restantes) usando el primer conjunto de posiciones. En otra realización ejemplar más, es posible detectar al menos un borde en un solo marco. En ese caso, se puede detectar un desplazamiento entre la posición ordenada y las posiciones reales del área irradiada en el área activa. Las curvas de posición de borde para las posiciones P se almacenan preferiblemente en el microprocesador. Las posiciones P en una situación ideal se representan en la curva 1 de la Figura 18 y las posiciones de calibración P obtenidas de la exploración en blanco se representan en la curva 2 de la Figura 18.

La sucesión de los pasos 300 a 306 puede corresponder a un paso de calibración que puede llevarse a cabo durante la instalación del aparato de rayos X en el sitio dental. Es posible que este paso de calibración no se

5 reproduzca para cada paciente antes de los pasos descritos a continuación que están específicamente dirigidos a la exploración de cada paciente. Alternativamente, los pasos 300 a 306 de calibración pueden llevarse a cabo una sola vez para una pluralidad de pacientes, mientras que los pasos 308 a 318 se llevan a cabo para cada paciente y aprovechar los resultados de los pasos 300 a 306 de calibración. En una realización ejemplar alternativa, la etapa de calibración de acuerdo con las etapas 300 a 306 también se puede llevar a cabo antes de la exploración de cada paciente.

10 En el paso 408, el paciente se escanea utilizando la trayectoria preestablecida y el perfil de ancho preestablecido almacenados en el paso 400. En el paso 410 sucesivo, se determina al menos un borde lateral del área 12c irradiada en al menos un marco adquirido durante el paso 406. Los inventores han observado que la curva de posición del borde está desplazada de una exploración a la siguiente pero mantiene la misma forma general. En consecuencia, comparando la posición P del borde lateral del área irradiada en un marco obtenido en el paso 402 durante la exploración en blanco (curva de posición del borde de calibración) y la posición P del borde lateral del área irradiada en un marco obtenido en el paso 408 durante la exploración de un paciente en un punto correspondiente o en el mismo momento de la exploración, es posible calcular la magnitud de la compensación. En 15 el paso 412, la nueva curva de posición del borde (curva 3 en la Figura 18) se puede calcular sobre la base del desplazamiento determinado y la curva de posición del borde de calibración de la exploración en blanco (curva 2).

Como se conoce la curva de posición del borde (curva 3 en la Figura 18), es posible recortar los marcos, como se describe en el procedimiento ejemplar que se muestra en la Figura 8. En el paso 414, los marcos se recortan usando la curva de posición del borde obtenida en el paso 412 (curva 3 en la Figura 18).

20 Como se muestra en la Figura 10, el ancho (en número de píxeles) del área irradiada es n_c para un marco dado y la posición del borde izquierdo del área 12c activa en el área 12d activa es P. Un área 12d recortada tiene un ancho de n_d píxeles para un marco dado debe estar centrado en el área 12c irradiada. Luego, la operación de recorte consiste en conservar solo la información relativa a los píxeles ubicados entre las posiciones $P+(n_c-n_d)/2$ y $P+(n_c+n_d)/2$. Debe notarse que, como el ancho del colimador varía durante el escaneo y se define por un perfil de ancho, el ancho n_c del área 12c irradiada también varía. Sería coherente que el ancho n_d del área 12d recortada varíe en función del ancho n_c . En una realización ejemplar, el ancho n_d está definido también por un perfil. 25

En el paso 416, el perfil de exposición real (curva 3 en la Figura 19), diferente del perfil de exposición no corregido obtenido de la trayectoria preestablecida utilizada para la exploración del paciente (curva 1 en la Figura 19), se calcula sobre la base de la curva de posición del borde calculada en el paso 414 (curva 3 en la Figura 18) y en el perfil de exposición no corregido. Luego, en el paso 418, la imagen se reconstruye utilizando el perfil de exposición real (véase Figura 11.2). En la Figura 17, la exploración puede ser una exploración panorámica del arco dental. 30

La invención se ha descrito en detalle con referencia particular a una realización actualmente preferente, pero se entenderá que pueden realizarse variaciones y modificaciones dentro del ámbito de la invención. Además, si bien una característica particular de la invención puede haberse divulgado con respecto a una de varias implementaciones, dicha característica se puede combinar con una o más características de las otras implementaciones que pueden ser deseables y ventajosas para cualquier función dada o particular. Además, "ejemplar" indica que la descripción se usa como un ejemplo, en lugar de implicar que es un ideal. Por lo tanto, las realizaciones descritas actualmente se consideran en todos los aspectos como ilustrativas y no restrictivas. El alcance de la invención está indicado por las reivindicaciones adjuntas. 35

40

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento de formación de imágenes de rayos X cefalométricas de una región de interés de un paciente con un aparato (1) de rayos X que comprende:

una fuente (5) de rayos X para emitir un haz de rayos x;

5 al menos un colimador (10, 11) para dar forma al haz de rayos x;

un detector (12) de línea de rayos X que incluye una pluralidad de elementos de detección dispuestos en la dirección del ancho y la dirección de la longitud para recibir el haz de rayos X conformado;

10 una unidad de almacenamiento configurada para almacenar al menos una trayectoria para el colimador y para al menos uno de dicha fuente (5) de rayos X y dicho detector (12) de línea de rayos X para una formación de imágenes de escaneo;

un manipulador para desplazar una abertura de dicho al menos un colimador (10, 11) y al menos uno de dicha fuente (5) de rayos X y dicho detector (12) de línea de rayos X a lo largo de dicha al menos una trayectoria; y

una unidad de reconstrucción de imagen;

comprendiendo el procedimiento:

15 realizar (202; 308; 408) una primera formación de imágenes de escaneo de una región de interés de un paciente con la apertura de al menos un colimador (10, 11) y la al menos uno de dicha fuente (5) de rayos X y dicho detector (12) de línea de rayos X siguiendo una primera trayectoria de exploración de dicha al menos una trayectoria almacenada;

20 recoger (308; 408) una pluralidad de marcos de un perfil de exposición de dicha primera formación de imágenes de escaneo de la región de interés de dicho paciente, donde el perfil de exposición es la superposición de la pluralidad de marcos tomados durante la primera formación de imágenes de escaneo en función de la posición de la pluralidad de marcos durante la primera formación de imágenes de escaneo;

25 determinar (204; 310; 410) una ubicación de al menos un borde de un área irradiada en al menos un marco de la región de interés de dicho paciente a partir de dicha pluralidad de marcos de dicha primera formación de imágenes de escaneo;

establecer (206; 312; 412) una curva de posición de borde con respecto a la primera formación de imágenes de escaneo de la región de interés de dicho paciente, donde la curva de posición de borde representa una posición de un borde del área irradiada en un marco como una función de la posición del marco;

30 recortar (208; 314; 414) marcos seleccionados de dicha pluralidad de marcos de dicha primera formación de imágenes de escaneo sobre la base de dicha curva de posición de borde;

caracterizado porque el procedimiento comprende además

calcular (210; 316; 416) un perfil de exposición real basado en la curva de posición del borde y el perfil de exposición; y

35 reconstruir (212; 318; 418) la región de interés de dicho paciente combinando dichos marcos seleccionados recortados utilizando dicho perfil de exposición real.

2. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además calibrar la primera formación de imágenes de escaneo del aparato de rayos X mediante:

40 la realización (302; 402) de una formación de imágenes de escaneo en blanco sin el paciente con la apertura del al menos un colimador (10, 11) que tiene un perfil de ancho preestablecido y al menos uno de dicha fuente (5) de rayos X y dicho detector (12) de línea de rayos X siguiendo dicha primera trayectoria de exploración;

la recogida (302; 402) de una pluralidad de marcos de la formación de imágenes de escaneo en blanco;

la determinación (304; 404) de la ubicación de al menos un borde del área irradiada en al menos un marco de la pluralidad de marcos de la formación de imágenes de escaneo en blanco; y

45 el establecimiento (306; 406) de una curva de posición de borde de calibración con respecto a la formación de imágenes de escaneo en blanco;

y en el que la curva de posición del borde con respecto a la primera formación de imágenes de escaneo de la región de interés de dicho paciente se establece sobre la base de la curva de posición del borde de calibración y

dicha ubicación de al menos un borde de un área irradiada en el al menos un marco de la región de interés de dicho paciente.

3. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 2, en el que la calibración de la primera formación de imágenes de escaneo del aparato (1) de rayos X se lleva a cabo en el momento de la instalación de dicho aparato (1) de rayos X en el sitio de atención dental o antes de la primera formación de imágenes de escaneo de la región de interés de dicho paciente.
4. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho aparato (1) de rayos X es un aparato de formación de imágenes cefalométricas.
5. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 4, en el que el al menos un colimador (10, 11) está en el lado del detector de línea de rayos X.
6. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 5, en el que el al menos un colimador (10, 11) es un colimador de cuchillas, un colimador de obturador o una placa con una abertura de ranura prevista en el mismo.
7. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 5, en el que un colimador (10) cefalométrico y el detector (12) de línea de rayos X se deslizan a lo largo de dos carriles paralelos.
8. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 7, en el que los movimientos del colimador (10) cefalométrico y el detector (12) de línea de rayos X se sincronizan en una relación de velocidad constante ordenada.
9. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 4, en el que un segundo colimador (11) se coloca frente a la fuente (5) de rayos X y en el que el movimiento de la abertura del segundo colimador (11) se sincroniza con el movimiento de un colimador (10) cefalométrico y el detector (12) de línea de rayos X.
10. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el al menos un borde se extiende en una dirección transversal a la dirección de exploración.
11. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 10, en el que el al menos un borde se extiende en una dirección ortogonal a la dirección de exploración, y en el que la fuente gira durante la primera formación de imágenes de escaneo.
12. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el ancho del área recortada varía entre los marcos.
13. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 2, en el que el aparato de rayos X es un aparato (7) panorámico con la fuente (5) y el detector (12) de línea de rayos X colocados uno frente al otro en ambas extremidades de un pórtico (3) giratorio, siendo el al menos un colimador (10, 11) un colimador variable colocado delante de la fuente (5) de rayos X y en el que se almacena un perfil de ancho del colimador en la unidad de almacenamiento.
14. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 13, en el que el ancho del área recortada varía entre los marcos, y en el que el ancho del área recortada depende del ancho del área irradiada.
15. Un aparato (1) de rayos X para obtener imágenes de una región de interés de un área de formación de imágenes del aparato (1) que comprende:
- una fuente (5) de rayos X para emitir un haz de rayos x;
 - al menos un colimador (10, 11) para dar forma al haz de rayos x;
 - un detector (12) de línea de rayos X que incluye una pluralidad de elementos de detección dispuestos en la dirección del ancho y la dirección de la longitud y configurados para recibir el haz de rayos X conformado;
 - una unidad de almacenamiento configurada para almacenar al menos una trayectoria para el colimador y para al menos uno de dicha fuente de rayos X y dicho dispositivo de formación de imágenes de rayos X para una formación de imágenes de escaneo;
 - un manipulador configurado para desplazar una abertura de dicho al menos un colimador (10, 11) y al menos uno de dicha fuente (5) de rayos X y dicho detector (12) de línea de rayos X a lo largo de dicha al menos una trayectoria; y
 - una unidad de reconstrucción de imágenes;
- estando el aparato (1) configurado para:
- realizar una primera formación de imágenes de escaneo de una región de interés de un área de formación de imágenes con la apertura del al menos un colimador (10, 11) y el al menos uno de dicha fuente (5) de rayos X

y dicho detector (12) de línea de rayos X siguiendo una primera trayectoria de exploración de dicha al menos una trayectoria almacenada;

5 recopilar una pluralidad de marcos de un perfil de exposición de dicha primera formación de imágenes de escaneo de la región de interés de dicho paciente, en el que el perfil de exposición es la superposición de la pluralidad de marcos tomados durante la primera formación de imágenes de escaneo en función de la posición de la pluralidad de marcos durante la primera formación de imágenes de escaneo;

determinar una ubicación de al menos un borde de un área irradiada en al menos un marco de la región de interés de dicha área de formación de imágenes a partir de dicha pluralidad de marcos de dicha primera formación de imágenes de escaneo;

10 establecer una curva de posición de borde con respecto a la primera formación de imágenes de escaneo de la región de interés de dicho paciente, donde la curva de posición de borde representa una posición de un borde del área irradiada en un marco como una función de la posición del marco;

recortar marcos seleccionados de dicha pluralidad de marcos de dicha primera formación de imágenes de escaneo sobre la base de dicha curva de posición de borde; **caracterizado porque**

15 se calcula un perfil de exposición real en base a la curva de posición del borde y el perfil de exposición; y

se reconstruye la región de interés de dicha área de formación de imágenes combinando dichos marcos seleccionados recortados utilizando dicho perfil de exposición real.

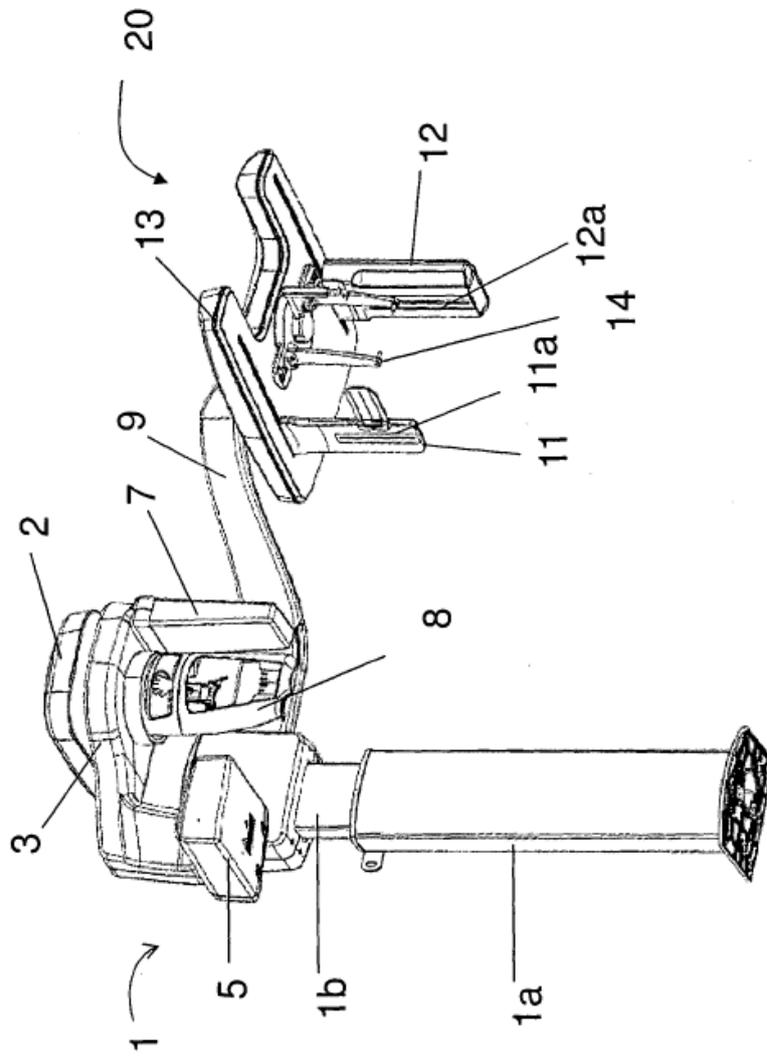


Fig.1

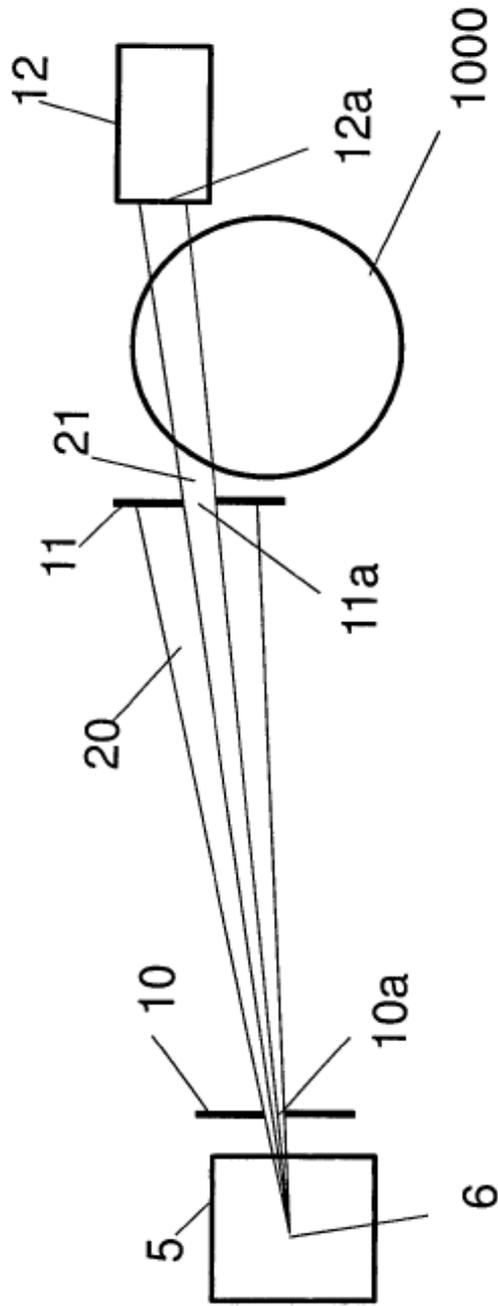


Fig. 2

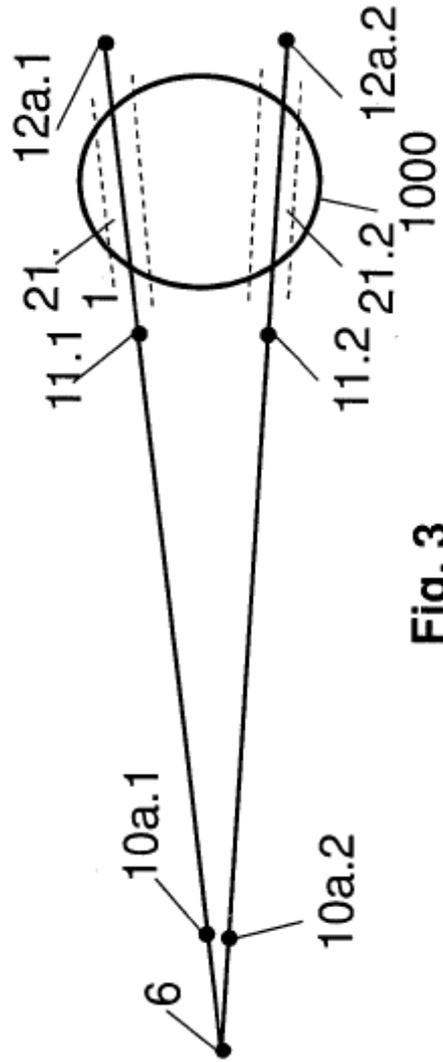


Fig. 3

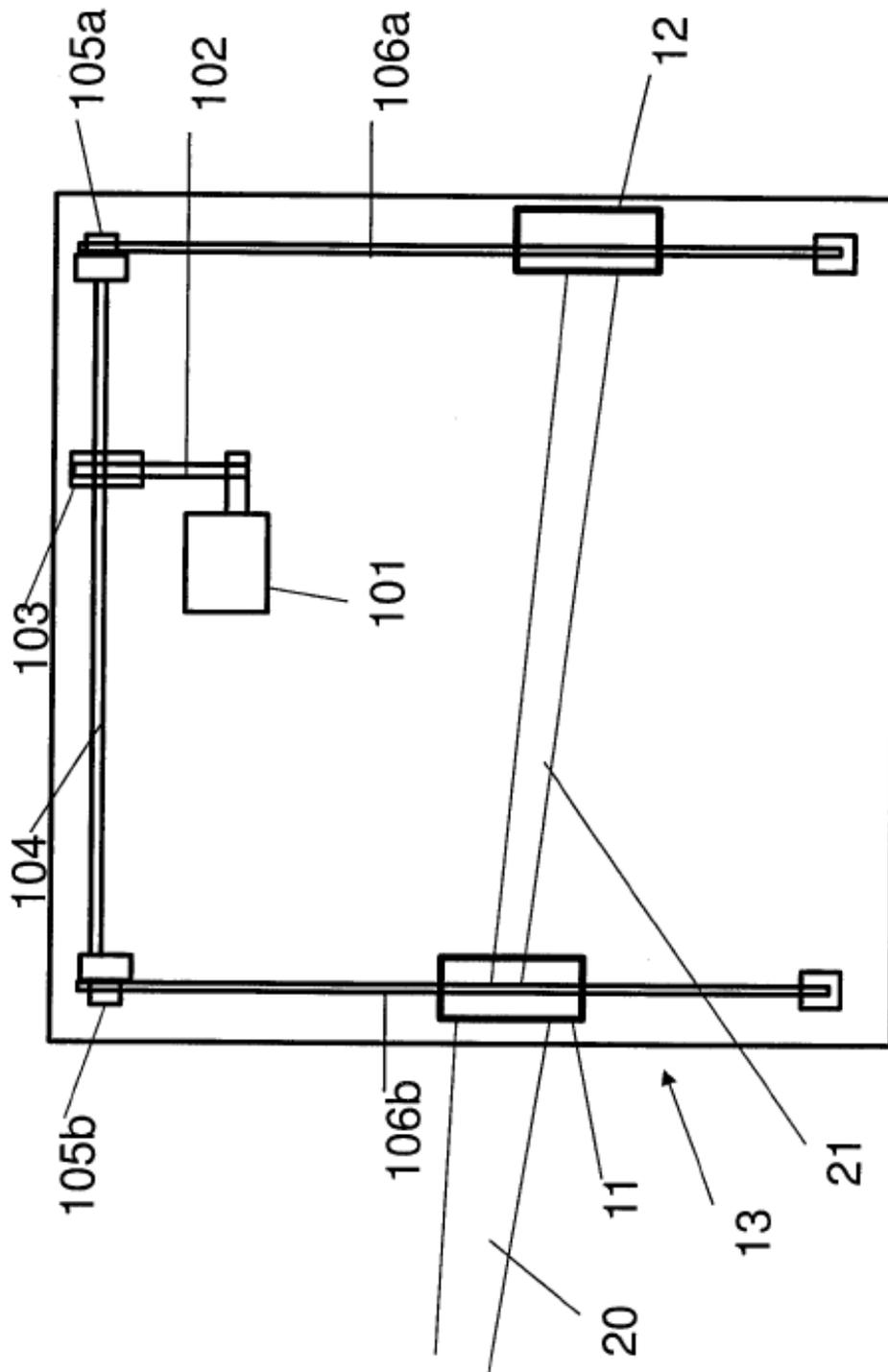


Fig. 4

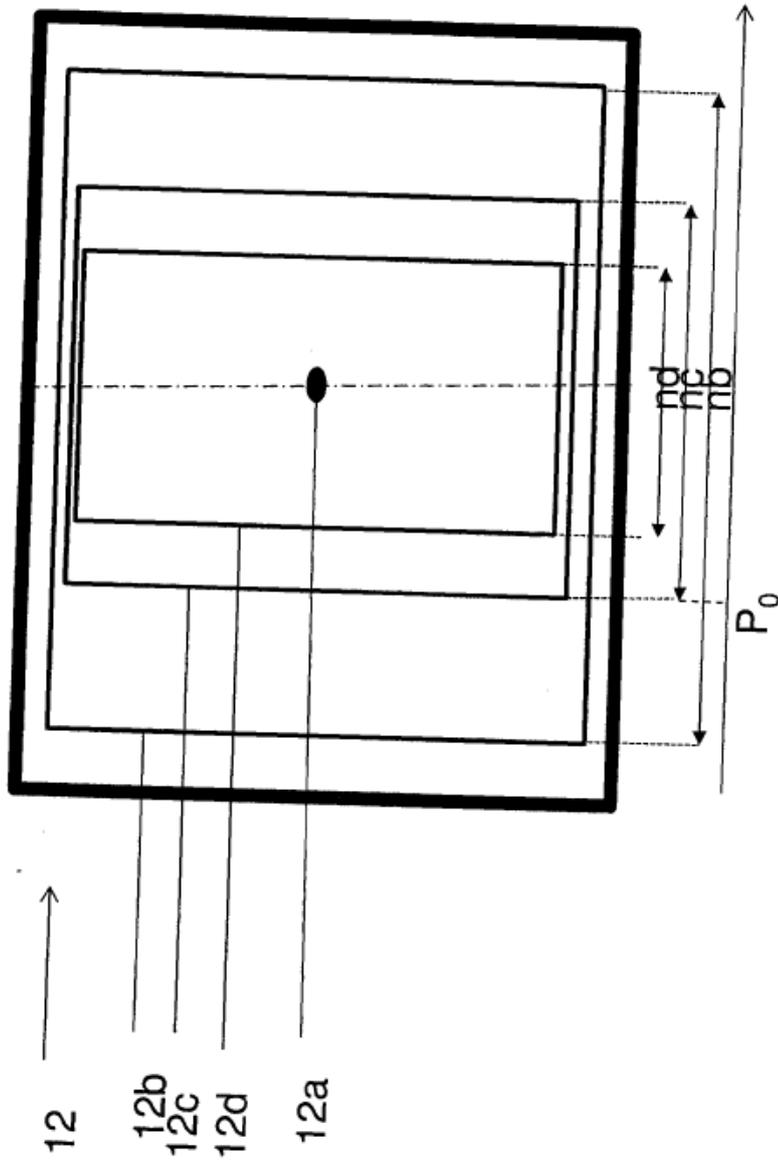


Fig. 5a

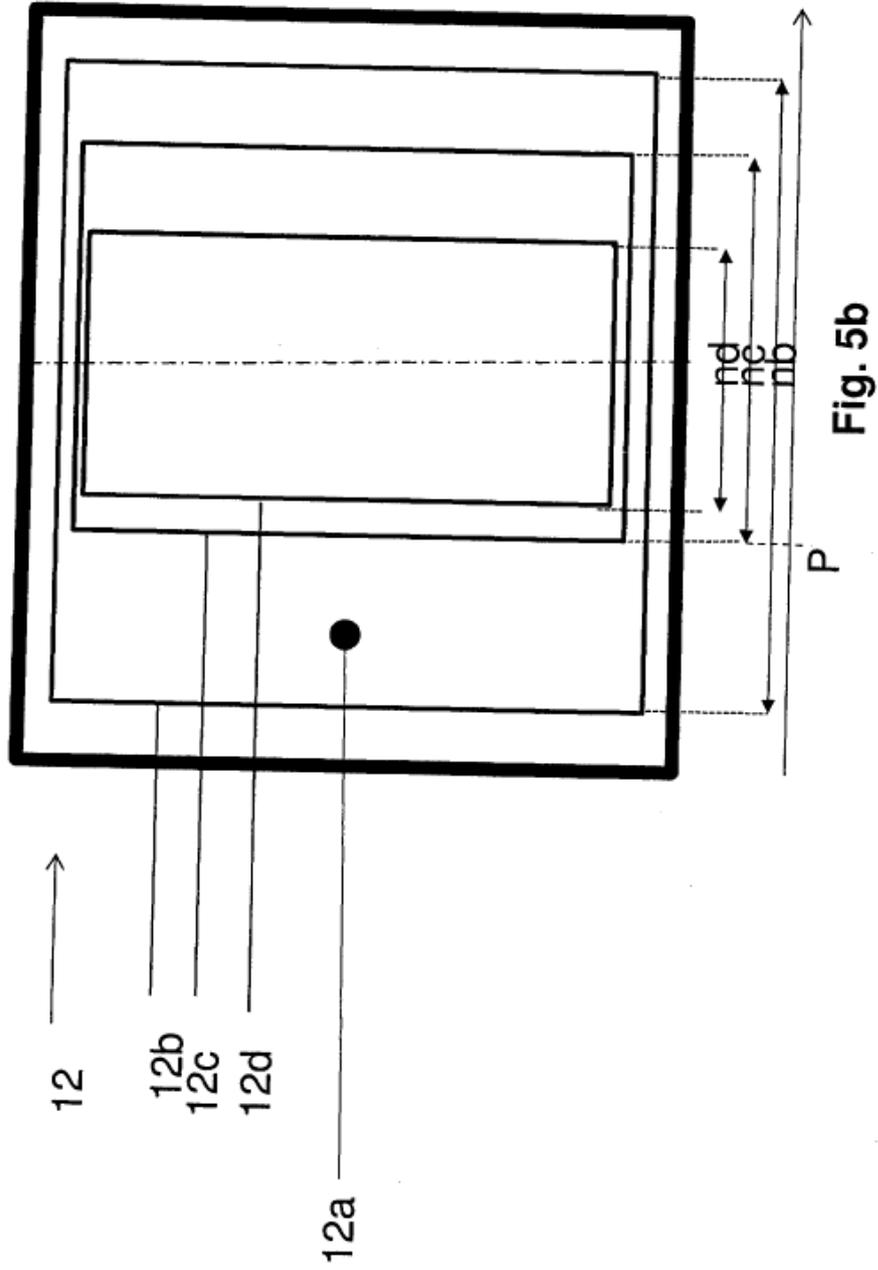


Fig. 5b

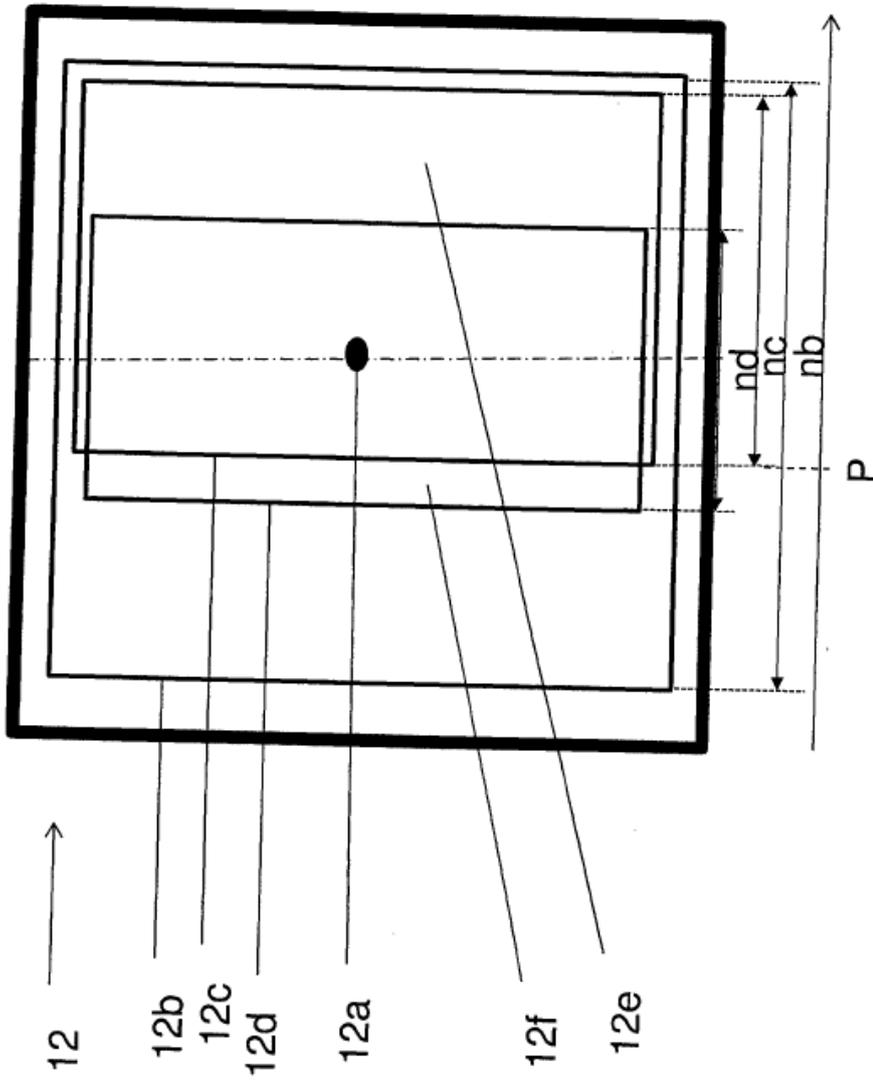
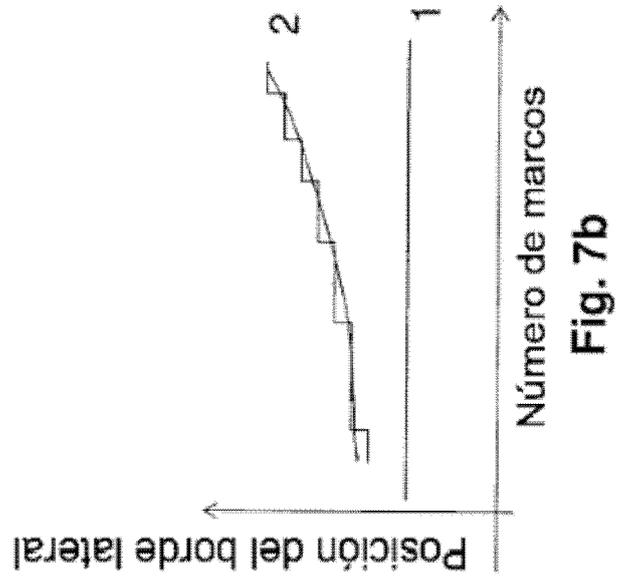
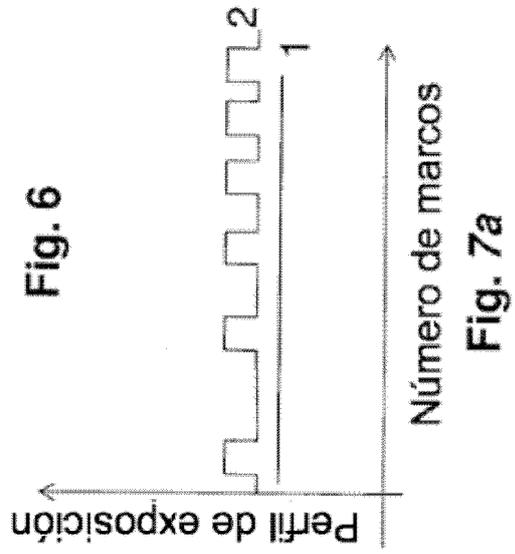
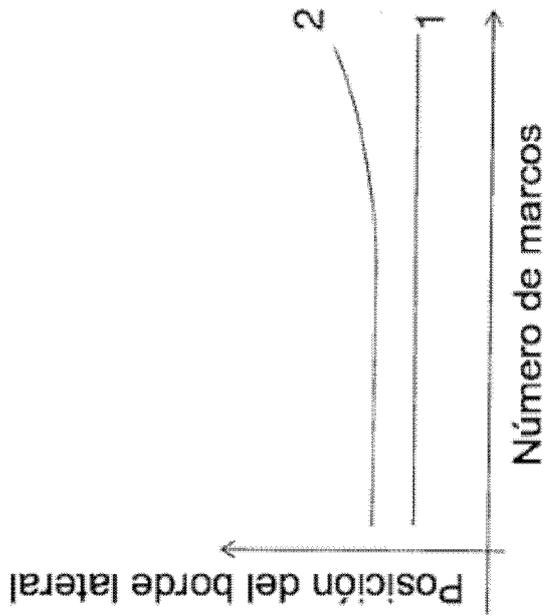


Fig. 5c



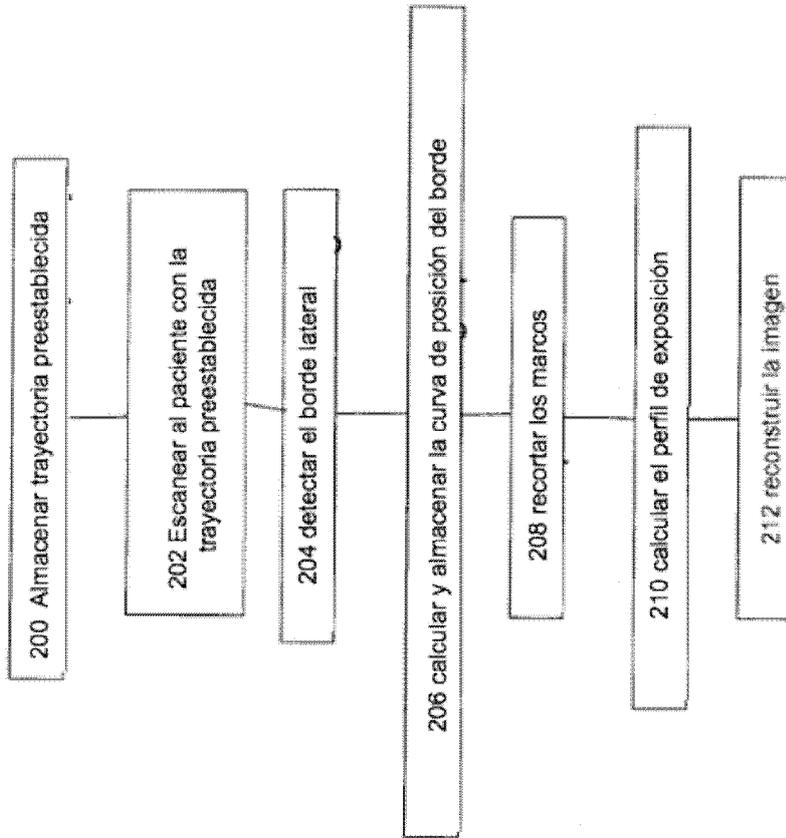
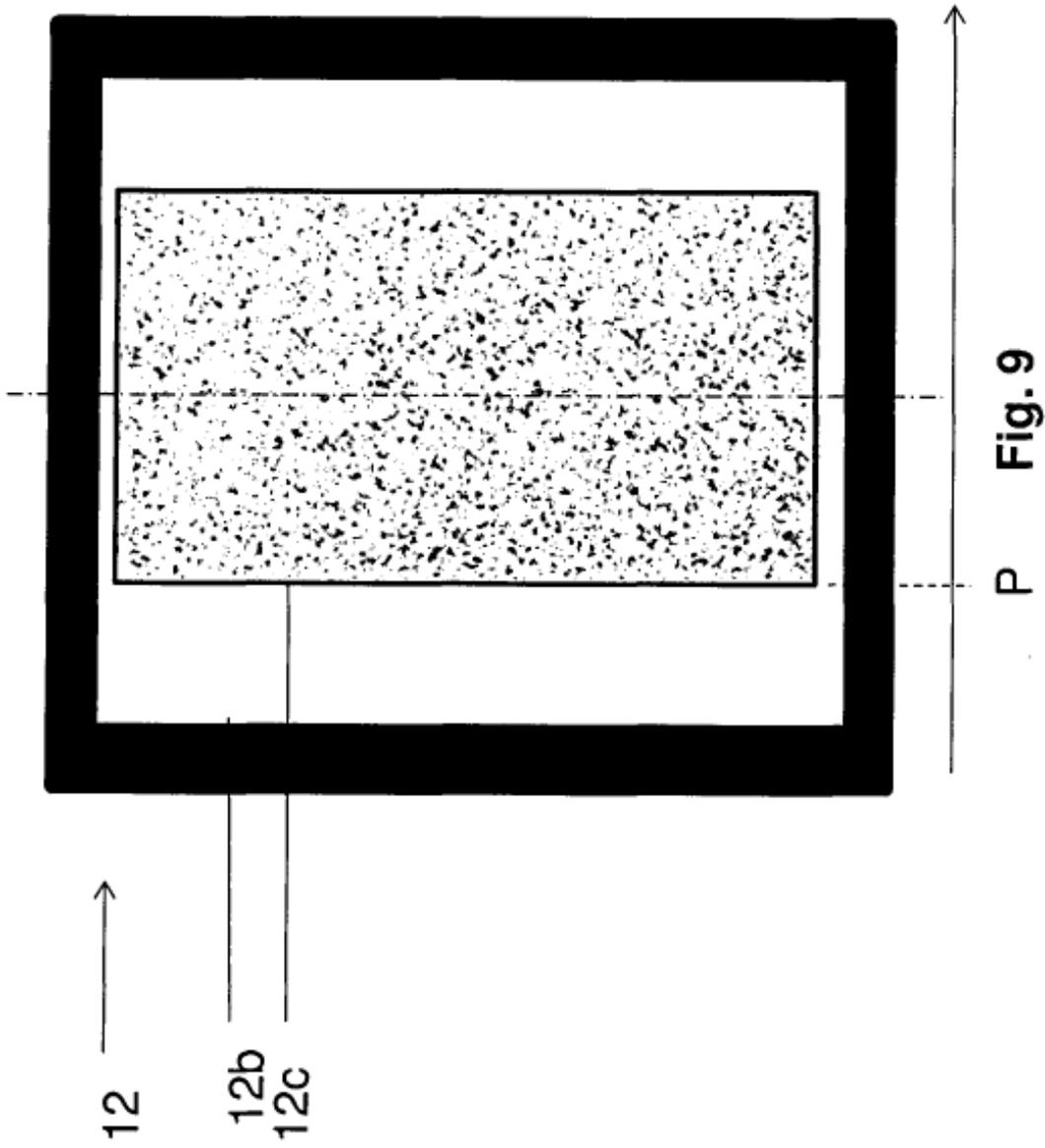


Fig. 8



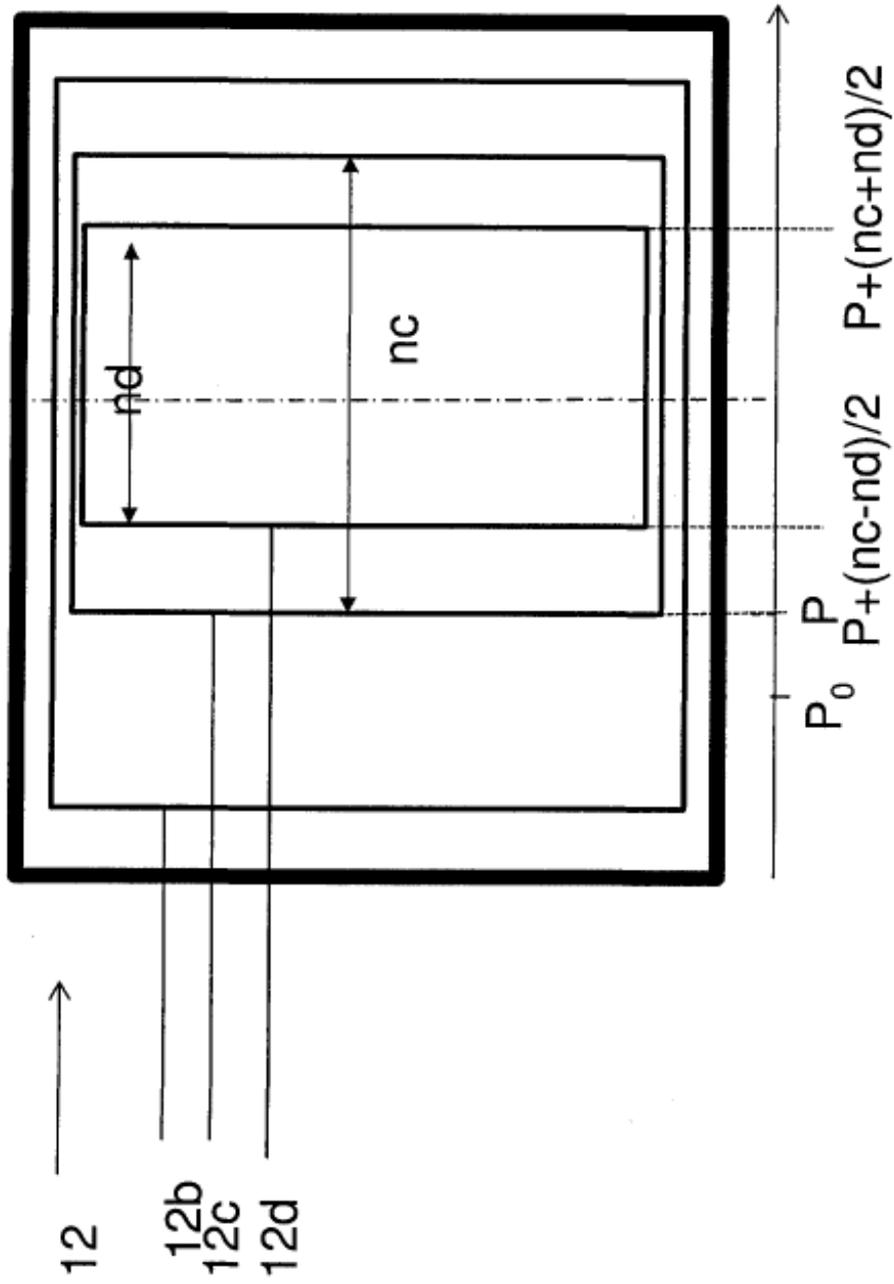


Fig. 10

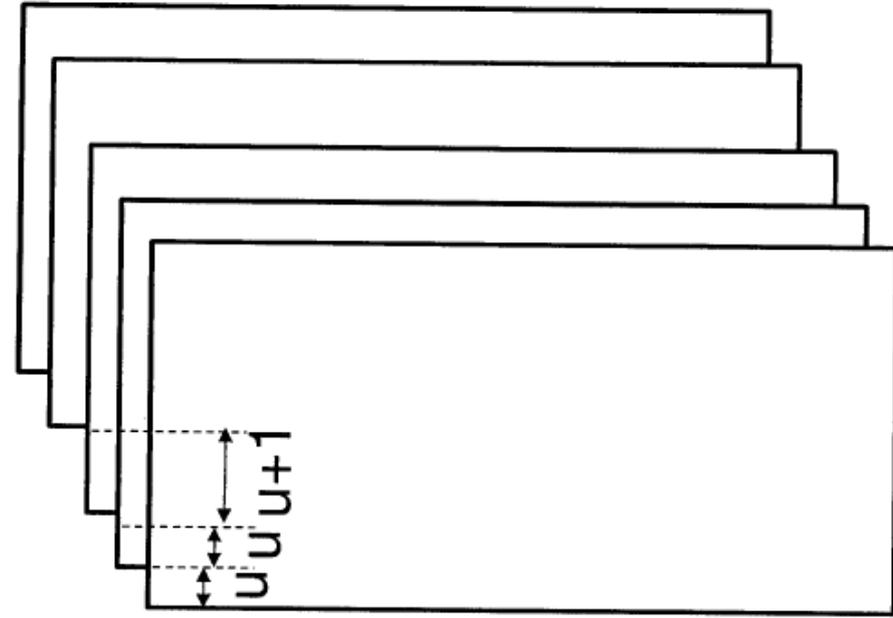


Fig.11.2

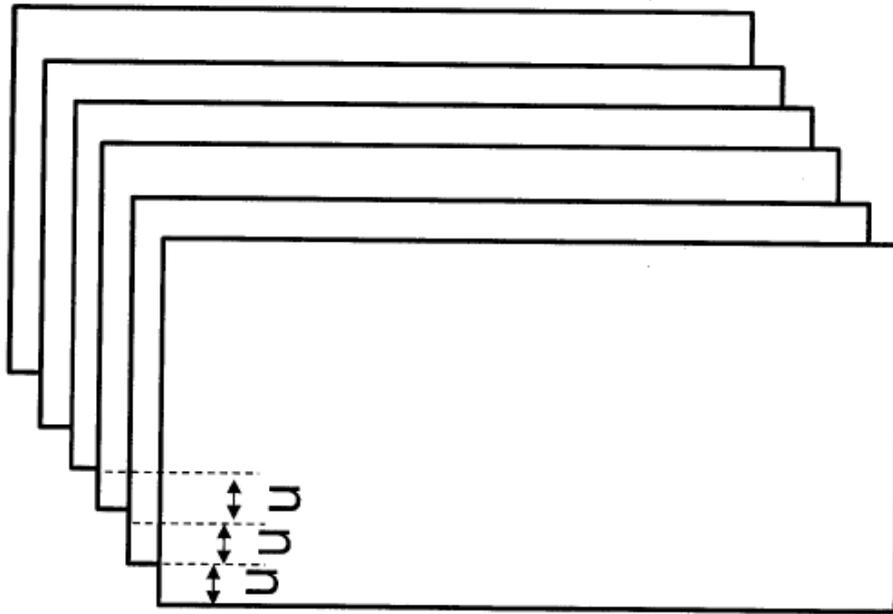


Fig.11.1

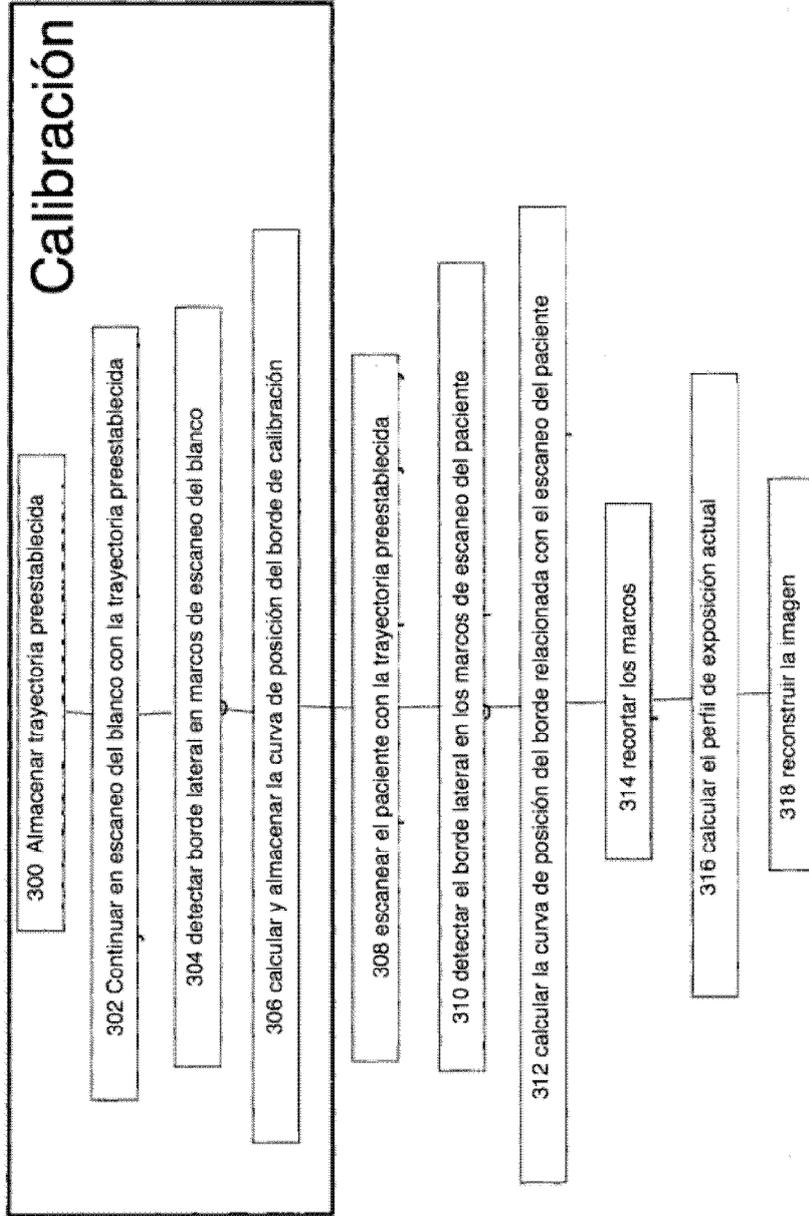
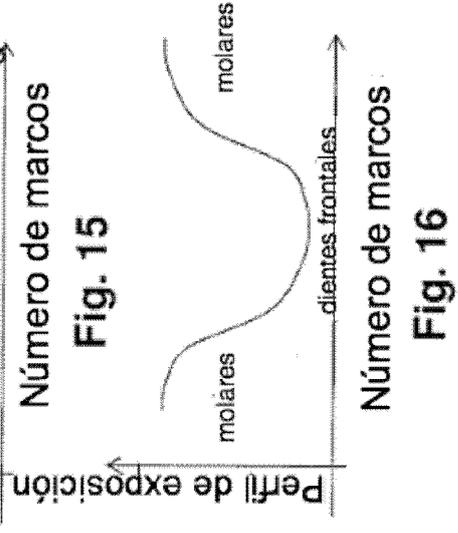
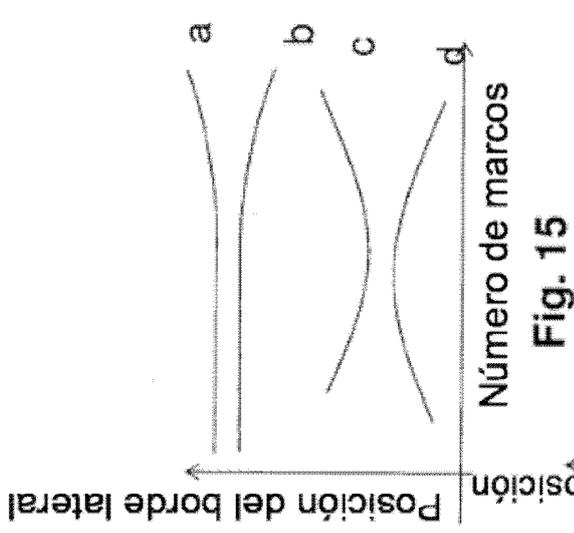
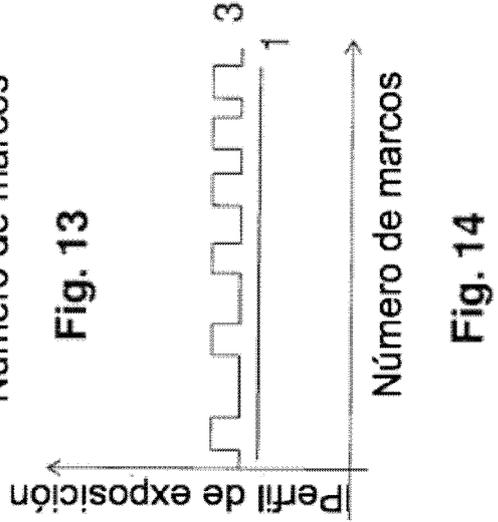
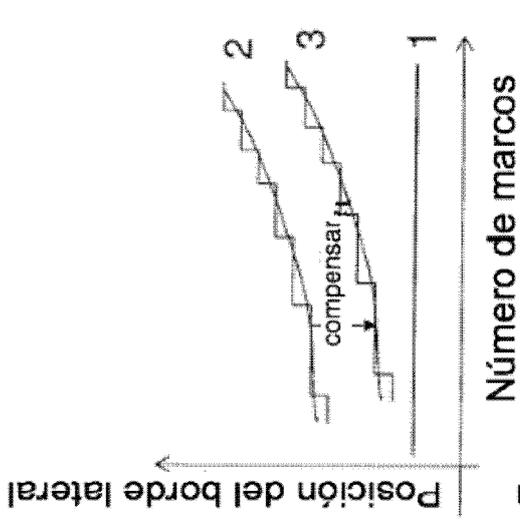


Fig. 12



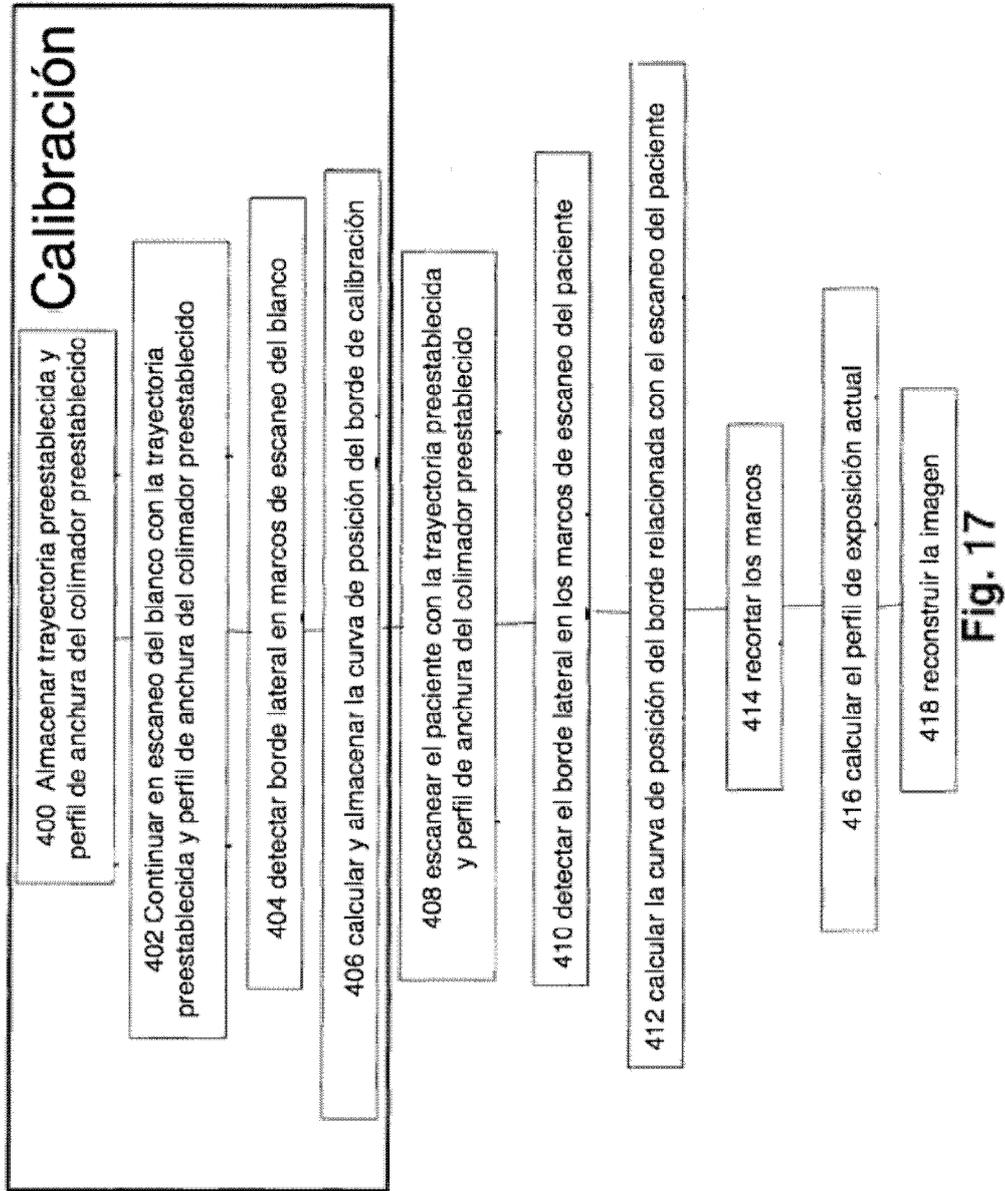


Fig. 17

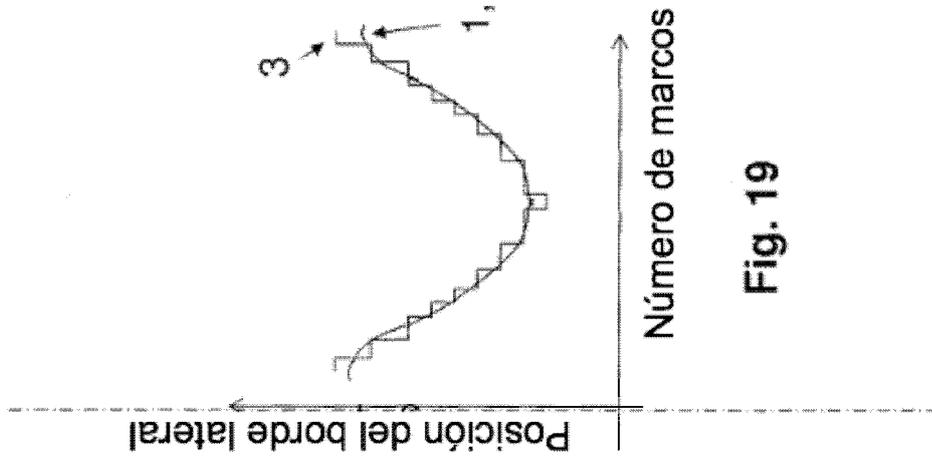


Fig. 18

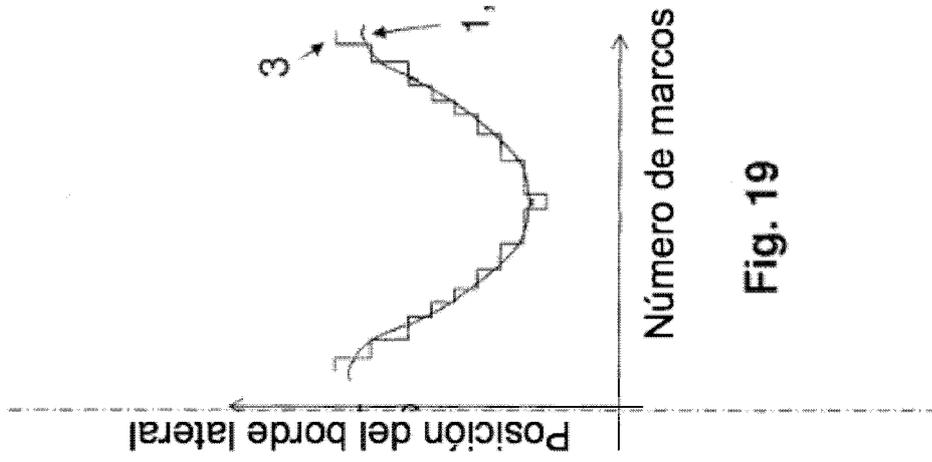


Fig. 19