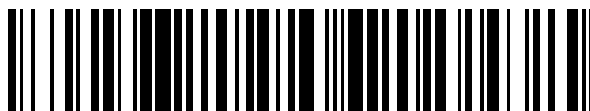


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 626 622**

51 Int. Cl.:

A61B 6/00 (2006.01)

A61B 6/14 (2006.01)

G01N 23/04 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **18.06.2010 PCT/IB2010/001501**

87 Fecha y número de publicación internacional: **03.02.2011 WO11012940**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.06.2010 E 10730516 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.03.2017 EP 2419018**

54 Título: **Un sistema y método extraoral para obtención de imágenes dentales por rayos X multifuncional de sensor único**

30 Prioridad:

28.07.2009 US 510346

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

25.07.2017

73 Titular/es:

**OY AJAT LTD. (100.0%)
Tekniikantie 4B
02150 Espoo, FI**

72 Inventor/es:

**SPARTIOTIS, KONSTANTINOS;
PANTSAR, TUOMAS y
LOHMAN, HENRIK, VIKING**

74 Agente/Representante:

ELZABURU SLP, .

ES 2 626 622 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

Un sistema y método extraoral para obtención de imágenes dentales por rayos X multifuncional de sensor único

Antecedentes de la invención

5 La presente invención se refiere al campo de sistemas extraorales para obtención de imágenes dentales. Más específicamente, la presente invención se refiere a sistemas para obtención de imágenes dentales panorámicas por rayos X y sistemas para obtención de imágenes dentales por rayos X mediante tomografía computarizada (TC).

Descripción de la técnica relacionada

10 Los sistemas extraorales para obtención de imágenes dentales digitales por rayos X se pueden dividir en dos categorías principales. La primera categoría son los sistemas para obtención de imágenes planas que producen una imagen plana bidimensional. Esta categoría incluye la obtención de imágenes panorámicas, transversales y cefalométricas. La segunda categoría consiste en los denominados sistemas para obtención de imágenes volumétricas, que producen imágenes tridimensionales. Estos se denominan normalmente sistemas de tomografía calculada o tomografía computarizada (TC).

15 Los sistemas actuales pueden disponer de una o más modalidades, por lo que un único sistema puede proporcionar ambas modalidades utilizando un dispositivo para obtención de imágenes panorámicas y un dispositivo para obtención de imagen volumétricas.

20 La imagen de un sistema para obtención de imágenes planas tiene dos tipos de resolución: la resolución espacial de la imagen a lo largo de los dos ejes del dispositivo para obtención de imágenes ("anchura" y "altura", respectivamente) y la resolución en la dirección de profundidad (es decir, perpendicularmente a la capa de obtención de imágenes del dispositivo para obtención de imágenes).

25 La resolución espacial depende del tamaño de píxel del dispositivo para obtención de imágenes, de la función de transferencia de modulación inherente del dispositivo para obtención de imágenes (es decir, la función de distorsión), la precisión del movimiento mecánico y las características de la fuente de rayos X. Por lo general, es posible ver objetos del tamaño del píxel del dispositivo para obtención de imágenes, es decir, un dispositivo para obtención de imágenes con un tamaño de píxel de 100 micrómetros puede resolver objetos de 100 micrómetros de ancho.

30 Los sistemas para obtención de imágenes planas por rayos X producen una imagen que tiene todo el contenido del objeto a radiografiar proyectado en una única imagen plana. Esto significa que todas las características del objeto contenido dentro del campo de visión se ven en la imagen, con independencia de la distancia real desde el sensor. En la mayoría de los casos es necesario eliminar el efecto de características u objetos fuera de una región de interés seleccionada. Por ejemplo, en una imagen panorámica, se debe eliminar la sombra de la columna vertebral. La resolución en profundidad indica la mínima área que va a tener una proyección perfectamente enfocada en la imagen. Otras regiones fuera de esta área aparecen borrosas o desaparecen por completo. La resolución en profundidad depende principalmente de la anchura del sensor a lo largo de la dirección del movimiento, de la trayectoria real del movimiento y de la resolución espacial del dispositivo para obtención de imágenes. La diferencia entre resolución espacial y resolución en profundidad depende casi exclusivamente del intervalo angular desde el cual se ve cualquier punto del objeto a radiografiar. Cuanto mayor es el intervalo angular, mejor es la resolución de profundidad, es decir, se pueden resolver en profundidad objetos más pequeños. Teniendo en cuenta lo anterior, en el sistema extraoral que realiza la obtención de imágenes panorámicas el sensor es típicamente alargado y de pequeña anchura, pero no produce ningún fotograma ni es capaz de realizar cortes transversales. Los sistemas extraorales de doble uso tienen un segundo sensor que es un panel plano de algún tipo con m/n igual o muy próximo a 1, donde m es la longitud y n la anchura del panel plano. La longitud y anchura de los paneles planos se sitúa por lo general en el intervalo de 5 cm a 20 cm en la mayoría de los sistemas extraorales para obtención de imágenes dentales.

45 Los sistemas convencionales para obtención de imágenes panorámicas (abreviadamente, "pan") por rayos X, digitalizadas con algún tipo de, por regla general, sensor CCD, han estado disponibles durante los últimos 15 años. Estos sistemas convencionales o estándar para obtener imágenes dentales panorámicas por rayos X también se pueden adaptar para incluir un brazo cefalométrico (abreviadamente, "cef") que generará una proyección lineal de la totalidad del cráneo humano. La mayoría de los ortodontistas utilizan los sistemas panorámicos con o sin el brazo cef, que es útil pero por lo general aumenta considerablemente el coste para el dentista.

50 Los sistemas pan avanzados han incluido un segundo sensor, que habitualmente es un panel plano pequeño. Se trata habitualmente de un tipo CCD de panel plano con dimensiones de 10 cm² hasta 30 cm² (valores típicos). Por ejemplo, en el documento US 2006/0233301 A1 se describe un sistema de este tipo, con dos sensores contiguos. El primer sensor es un sensor panorámico y el segundo es un panel plano. Cuando se utiliza el panel plano con un perfil de movimiento para TC que implica principalmente rotación en al menos 180 grados, se genera una imagen 3D volumétrica. También se puede utilizar el segundo sensor para producir imágenes de corte transversal, es decir, imágenes que se encuentran aproximadamente en ángulo recto con respecto a la capa

panorámica, con movimiento sustancialmente lineal. Algunos de estos sistemas con doble sensor se encuentran disponibles comercialmente en la actualidad. La adición de un segundo sensor hace que el sistema sea mucho más costoso para los médicos. Además, todavía es necesario el brazo cef para un médico que desee disponer de una imagen cef. Por lo tanto, un sistema completo requeriría un primer sensor para tomar una imagen panorámica, un segundo sensor/panel plano para realizar cortes transversales y/o imágenes 3D y un brazo cef, en donde el sensor panorámico estaría acoplado con ajuste "de quita y pon" a presión en los casos donde se necesitase una imagen cef.

Más allá de los sistemas pan avanzados, existen los carísimos sistemas de TC dental, con paneles planos de gran superficie. Los paneles planos son cuadrados y tienen áreas activas de más de 100 cm². Estos sistemas le cuestan al médico típicamente en torno a 100-200 kUSD. Así pues, el precio es prohibitivo para la mayoría de los médicos privados. Estos sistemas los utilizan actualmente los implantólogos y las grandes clínicas. Además, los sistemas de TC dental tienen la capacidad de producir todas las imágenes panorámicas y cortes transversales y volúmenes 3D necesarios, pero la calidad de la imagen panorámica básica o estándar es mucho peor que la calidad de una imagen panorámica producida con un sistema pan digital estándar cinco veces más barato. Así, el médico que desea obtener cortes transversales, imágenes 3D y también imágenes pan de excelente calidad tendría que adquirir el sistema de TC dental extremadamente caro y además un sistema pan. La razón por la cual los sistemas de TC dental no obtienen imágenes pan de buena calidad reside en que los paneles planos utilizados tienen gran superficie, pero baja velocidad de fotogramas, no superando los 30 fotogramas por segundo ((abreviadamente, "fps"). Con esa velocidad tan baja, el sistema de TC no es capaz de realizar una exposición pan estándar y las imágenes salen borrosas.

Existe, por lo tanto, un problema a resolver, en concreto un sistema extraoral para obtención de imágenes dentales por rayos X que pueda proporcionar al menos dos funciones diferentes, con una estructura más simple y menos costosa.

En la solicitud US 11/277,530, cedida al cesionario de la presente invención, se propone una solución. Según el documento 11/277,530 se proporciona un sistema extraoral para obtención de imágenes dentales por rayos X donde, con una única exposición de perfil panorámico, el sistema proporciona una imagen panorámica estándar, varias capas panorámicas no estándar, cortes transversales e incluso imágenes 3D de volúmenes limitados. Obviamente, un sistema de este tipo es extraordinario, ya que, con un único sensor y un único perfil de exposición, es decir, el perfil panorámico, proporciona la mayoría de las imágenes dentales necesarias. Sin embargo, los inventores de la presente invención han observado que en la práctica el perfil panorámico está diseñado específicamente de manera que la fuente de rayos X y el dispositivo para obtención de imágenes se mueven a lo largo de la trayectoria de una manera que produce imágenes panorámicas óptimas, pero cortes transversales mejorables o muy borrosos o incluso inutilizables (para la capa panorámica) e imágenes 3D incluso peores. Además, el documento 11/277,530 no dice nada sobre la cuestión de proporcionar un tipo cef de imagen, en concreto una proyección lineal del cráneo humano o de una parte del cráneo humano.

El documento US 2009/041191 describe un aparato radiográfico que tiene las características del preámbulo de la reivindicación 1.

Compendio de la invención

La invención está definida por el sistema extraoral para obtención de imágenes dentales por rayos X según la reivindicación independiente 1. Las reivindicaciones dependientes 2 a 4 definen realizaciones preferidas.

Según un aspecto de la presente invención, se proporciona un sistema extraoral para obtención de imágenes dentales por rayos X que comprende una fuente de rayos X que emite rayos X hacia un objeto a radiografiar; un dispositivo único para obtención de imágenes por rayos X adecuado para producir múltiples fotogramas durante al menos parte de la exposición, teniendo el único dispositivo para obtención de imágenes por rayos X un área activa con una dimensión larga m y una dimensión corta n, con $m/n \geq 1,5$ (uno coma cinco); manipulador para desplazar a lo largo de una trayectoria el dispositivo para obtención de imágenes entre fotogramas irradiados consecutivos durante la exposición, permitiendo el manipulador el movimiento de la fuente de rayos X y del dispositivo para obtención de imágenes por medio de traslación selectiva y rotación selectiva en torno a al menos un eje de rotación situado entre un punto focal de la fuente de rayos X y el dispositivo para obtención de imágenes por rayos X, teniendo dicho sistema extraoral para obtención de imágenes dentales por rayos X al menos un programa de perfil de exposición para producir una imagen volumétrica 3D local o un corte en ángulo con respecto a una imagen de capa panorámica para un subvolumen de interés, estando dicho perfil caracterizado por que, durante la exposición, una mayoría de los puntos, en dicho subvolumen de interés, son proyectados en dicho dispositivo para obtención de imágenes por rayos X con un intervalo angular β , satisfaciendo la relación $\beta/\alpha > 2,1$, donde α es el ángulo del dispositivo para obtención de imágenes por rayos X visto desde el punto focal de los rayos X, es decir, el ángulo de apertura del sensor.

En el contexto de la invención, un perfil de exposición es un camino o trayectoria a lo largo del cual se desplaza el conjunto de fuente de rayos X y el dispositivo para obtención de imágenes, con el fin de exponer a la radiación parte o la totalidad de la cabeza humana, incluidas las mandíbulas y los dientes. Un perfil de exposición no precisa la

emisión continua de rayos X, ya que la cabeza humana puede estar expuesta sólo durante parte del perfil. El tubo de rayos X puede ser del tipo de corriente alterna (CA) o del tipo de corriente continua (CC), e incluso se pueden emitir los rayos X de una manera pulsada. La fuente de rayos X y el dispositivo para obtención de imágenes pueden estar unidos, con una geometría fija entre sí, o bien, la geometría puede variar, en raros casos, con partes mecánicas móviles.

Según un segundo aspecto de la presente invención, se proporciona un sistema extraoral para obtención de imágenes dentales por rayos X que comprende una fuente de rayos X que emite rayos X hacia un objeto a radiografiar; un dispositivo para obtención de imágenes por rayos X adecuado para producir múltiples fotogramas durante al menos parte de la exposición, teniendo el dispositivo para obtención de imágenes por rayos X un área activa con una dimensión larga m y una dimensión corta n , con $m/n \geq 1,5$ (uno coma cinco), manipulador para desplazar a lo largo de una trayectoria el dispositivo para obtención de imágenes entre fotogramas irradiados consecutivos durante la exposición, permitiendo el manipulador el movimiento de la fuente de rayos X y del dispositivo para obtención de imágenes por medio de traslación selectiva y rotación selectiva en torno a al menos un eje de rotación situado entre un punto focal de la fuente de rayos X y el dispositivo para obtención de imágenes por rayos X; teniendo dicho sistema extraoral para obtención de imágenes dentales por rayos X un programa de perfil de exposición para producir una proyección sustancialmente lineal de al menos parte de dicho objeto a radiografiar, comprendiendo dicho perfil al menos dos secciones sustancialmente lineales. La proyección lineal es, preferiblemente, una imagen cefalométrica del cráneo humano.

En un tercer aspecto de la presente invención, para lograr una imagen de proyección panorámica, así como una imagen de proyección cefalométrica con un único sensor y sin utilizar un brazo cef, la distancia desde el punto focal de la fuente de rayos X al dispositivo para obtención de imágenes es inferior a 1,5 m (un metro y medio) y preferiblemente inferior a 0,7 m (setenta centímetros), y la distancia desde el dispositivo para obtención de imágenes a la cara más cercana del objeto o cráneo a radiografiar no es superior a 20 cm y preferiblemente no es superior a 10 cm.

La presente invención describe un sistema extraoral para obtención de imágenes dentales por rayos X que es multifuncional, produciendo al menos una imagen de capa panorámica, pero también tiene perfiles de exposición que producen cortes transversales, en concreto imágenes correspondientes a un corte que está en ángulo con respecto a un volumen de interés de la imagen en capa panorámica. La presente invención también describe un sistema que, de manera adicional o alternativa, puede producir una proyección cefalométrica lineal del cráneo humano o de parte del cráneo humano, pero sin utilizar el brazo cef tradicional.

Preferiblemente, tanto la fuente de rayos X como el dispositivo para obtención de imágenes están montados sobre estructuras mecánicas que tienen forma de letra "pi" que, bajo el control de un manipulador, se desplazan selectivamente y rotan selectivamente. Esto se puede conseguir, por ejemplo, mediante dos o más motores, en donde un motor produce movimiento en la dirección x , y el otro motor rotación. Más preferiblemente, el sistema tiene tres motores, en donde dos de los motores proporcionan traslación en las direcciones x e y , y el tercer motor proporciona rotación.

Se denomina "manipulador" a la combinación de motores y una unidad de control (por lo general una CPU o EPROM), ya que manipula el movimiento de la fuente de rayos X y/o del dispositivo para obtención de imágenes. Se puede preprogramar el manipulador para ejecutar diversos perfiles de exposición, lo que significa que distintos programas corresponden a distintos perfiles de exposición, y un perfil de exposición es una trayectoria a lo largo de la cual se desplazan la fuente de rayos X y/o el dispositivo para obtención de imágenes durante una exposición.

El dispositivo para obtención de imágenes es del tipo lineal, con una dimensión larga m y una dimensión corta n , siendo $m/n \geq 1,5$ y, más preferiblemente, $m/n > 3$ y, aún más preferiblemente, $m/n > 6$. La elección de que el dispositivo para obtención de imágenes sea rectangular con forma lineal alargada es muy importante, dado que dicho dispositivo para obtención de imágenes (sensor) puede trabajar a elevadas velocidades de fotograma, superiores a 50 fotogramas por segundo ("fps"), más preferiblemente superiores a 100 fps e incluso más preferiblemente en el intervalo de 150 fps a 500 fps. Con un dispositivo para obtención de imágenes alargado y rápido, la presente invención produce imágenes panorámicas de muy alta calidad (debido a la alta velocidad), al tiempo que mantiene un coste bajo. Preferiblemente, el dispositivo para obtención de imágenes es un CdTe-CMOS (CMOS de telururo de cadmio) o CdZnTe-CMOS (de telururo de cadmio y zinc). Este dispositivo para obtención de imágenes combina una excelente eficacia de detección y excelente resolución con alta velocidad.

Un sistema convencional para obtención de imágenes dentales transversales de la técnica anterior utiliza un sensor para obtención de imágenes ancho y caro, y un perfil de movimiento principalmente lineal con ninguna o muy poca rotación. El sistema según la presente invención utiliza el dispositivo para obtención de imágenes lineal, barato y rápido, con salida de fotograma en tiempo real, como se ha descrito más arriba, y durante la exposición mueve la fuente de rayos X y el dispositivo para obtención de imágenes a lo largo de una trayectoria que es una combinación de traslaciones selectivas y rotaciones selectivas tales que sustancialmente todos los puntos del subvolumen de interés son proyectados en el dispositivo para obtención de imágenes de rayos X desde diferentes ángulos en un intervalo angular $\beta/\alpha > 2,1$, donde α es el ángulo del dispositivo para obtención de imágenes por rayos X visto desde el punto focal de rayos X. De esta manera, los fotogramas producidos por el dispositivo para obtención de imágenes

son utilizados por un procesador que ejecuta un algoritmo que reconstruye una imagen de un corte que se encuentra en ángulo con respecto a la capa panorámica.

De manera alternativa o adicional, el dispositivo lineal para obtención de imágenes y la fuente de rayos X se pueden mover, en otro perfil de exposición, a lo largo de una trayectoria casi lineal que proyecta sobre el dispositivo para obtención de imágenes una mitad del cráneo humano, y a continuación, por traslación parcial y rotación parcial, se reposicionan con respecto a la otra mitad del cráneo humano y luego se continúa la exposición para producir una segunda proyección sustancialmente lineal de la segunda mitad del cráneo humano. Después, los fotogramas producidos por el dispositivo para obtención de imágenes durante las dos exposiciones sustancialmente lineales se combinan en un procesador que utiliza un algoritmo para producir una proyección sustancialmente lineal completa del cráneo humano, equivalente o igual a una imagen cefalométrica tradicional.

Las ventajas de la presente invención son múltiples:

- En primer lugar, se utiliza un único sistema con un único sensor lineal y de bajo coste para producir imágenes múltiples o bien imágenes de distinta funcionalidad, requeridas por el profesional dental.
- Las imágenes panorámicas, así como las imágenes transversales (con respecto a las panorámicas) y las proyecciones lineales del cráneo son todas de excelente calidad, sin que unas comprometan a otras.
- El sistema es mucho más compacto que los sistemas panorámicos de alta gama convencionales que tienen un brazo cef o los sistemas de TC dental.

Aunque en las formas de realización preferidas de la presente invención el dispositivo para obtención de imágenes preferido es una conversión directa de CdTe conectado mediante soldadura por gránulos (en inglés, "bump bonding") a CMOS o CdZnTe conectado mediante soldadura por gránulos a CMOS, se pueden utilizar otros dispositivos para obtención de imágenes productores de fotogramas con $m/n > 1,5$ sin apartarse del alcance de la invención. Por ejemplo, se puede acoplar un detector de conversión indirecta con nanofósforo a CMOS o CCD y utilizarlo como dispositivo para obtención de imágenes, o también se pueden utilizar fósforos normales o centelleadores. Como alternativa, se pueden utilizar CdTe y CdZnTe de crecimiento epitaxial, aplicados sobre un CMOS, CCD o panel plano. Como alternativa, se puede utilizar un CCD productor de fotogramas u otro tipo de sensores CMOS o de panel plano.

En otra realización preferida más de la presente invención, se proporciona un sistema extraoral para obtención de imágenes dentales por rayos X, para obtener una imagen de TC parcial o 3D parcial de una región de interés de un objeto:

- a) una fuente de rayos X para exponer a rayos X un objeto, de forma que se puedan obtener imágenes del objeto durante la exposición;
- b) un único dispositivo para obtención de imágenes por rayos X adecuado para producir múltiples fotogramas de imagen irradiados durante al menos parte de la exposición;
- c) un manipulador para desplazar el dispositivo de obtención de imágenes y la fuente de rayos X a lo largo de una trayectoria entre posiciones plurales correspondientes a fotogramas plurales de imagen irradiados durante la exposición, permitiendo el manipulador el movimiento tanto de la fuente de rayos X como del dispositivo para obtención de imágenes mediante traslación selectiva y rotación selectiva en torno a al menos un eje de rotación situado entre un punto focal de la fuente de rayos X y el dispositivo para obtención de imágenes por rayos X; y
- d) un programa de perfil de exposición para producir una imagen de TC o 3D parcial para dicha región de interés, estando dicho perfil caracterizado por que se puede mover el eje de rotación a lo largo de una trayectoria durante al menos parte de la exposición.

Breve descripción de los dibujos

La Figura 1a es una representación esquemática de un sistema estándar o convencional para obtención de imágenes panorámicas por rayos X según la técnica anterior.

La Figura 1b es una representación esquemática de un programa panorámico estándar correspondiente a un perfil de exposición panorámica estándar, que muestra la trayectoria a lo largo de la cual se desplazan la fuente de rayos X y el dispositivo para obtención de imágenes según la técnica anterior.

La Figura 2a es una representación esquemática de un sistema estándar o convencional para obtención de imágenes panorámicas por rayos X que incluye un brazo cef, según la técnica anterior.

La Figura 2b, es una representación esquemática de un programa cef estándar correspondiente a un perfil estándar de exposición cef, que muestra la trayectoria a lo largo de la cual se desplazan la fuente de rayos X y el dispositivo

para obtención de imágenes según la técnica anterior.

La Figura 3a es una representación esquemática de un sistema estándar o convencional para obtención de imágenes panorámicas por rayos X o sistema de TC para obtención de imágenes dentales por rayos X, que incluye un segundo sensor o sensor separado de panel plano, según la técnica anterior.

- 5 La Figura 3b es una representación esquemática de un programa estándar de panel plano en un sistema extraoral para obtención de imágenes dentales, correspondiente a un perfil de exposición transversal estándar, que muestra la trayectoria lineal a lo largo de la cual se desplazan la fuente de rayos X y el dispositivo de panel plano para obtención de imágenes, según la técnica anterior.

- 10 La Figura 3c es una representación esquemática de un programa estándar de panel plano en un sistema extraoral para obtención de imágenes dentales, correspondiente a un perfil de exposición transversal estándar de la técnica anterior, que muestra la trayectoria principalmente lineal a lo largo de la cual se desplazan la fuente de rayos X y el dispositivo para obtención de imágenes de panel plano, según la técnica anterior.

- 15 La Figura 4 es una representación esquemática de un programa de TC estándar de panel plano dental correspondiente a un perfil de exposición de TC dental estándar, que muestra la trayectoria a lo largo de la cual se desplazan la fuente de rayos X y el dispositivo para obtención de imágenes de panel plano, según la técnica anterior.

La Figura 5 es una representación esquemática que muestra la relación entre los ángulos α y β según la presente invención.

- 20 La Figura 6a es una representación esquemática del programa transversal, correspondiente al perfil de exposición transversal para un volumen de interés, con el fin de producir una imagen de corte transversal según la presente invención.

La Figura 6b es un diagrama de flujo de un algoritmo utilizado por un procesador para reconstruir una imagen transversal a partir de los fotogramas producidos por el dispositivo de obtención de imágenes en un sistema extraoral para obtención de imágenes dentales por rayos X según la presente invención.

- 25 La Figura 7 es una representación esquemática del programa de proyección cuasilineal, correspondiente al perfil de exposición lineal para producir una imagen de proyección lineal de al menos parte de un cráneo humano según la presente invención.

- 30 La Figura 8a es un diagrama de flujo de un algoritmo utilizado por un procesador para reconstruir una imagen de proyección cefalométrica a partir de los fotogramas producidos por el dispositivo de obtención de imágenes de un sistema extraoral para obtención de imágenes dentales por rayos X según la presente invención.

La Figura 8b muestra la geometría para la recogida de datos según la presente invención con el fin de obtener una proyección cefalométrica o lineal.

La Figura 8c muestra esquemáticamente el reescalado y adición de las capas con el fin de obtener una proyección cefalométrica o lineal según la presente invención.

- 35 La Figura 9a muestra un ejemplo de región reconstruible utilizando un eje estacionario de rotación, según la técnica anterior.

La Figura 9b muestra un ejemplo de región reconstruible utilizando un eje no estacionario de rotación, mediante una trayectoria en espiral según la presente invención.

La Figura 10a muestra un ejemplo del tamaño de la región reconstruible según la presente invención.

- 40 La Figura 10b muestra un ejemplo del tamaño de la región reconstruible según la técnica anterior.

Las Figuras 11a y 11b muestran un diagrama de flujo de un algoritmo ilustrativo utilizado para reconstruir la región de interés según la presente invención.

- 45 Las Figuras 12a, 12b, 12c, 12d muestran trayectorias alternativas a lo largo de las cuales se puede desplazar el eje de rotación en un perfil de exposición para realizar TC parcial o 3D parcial de una región de interés con un sistema según la presente invención.

Las Figuras 12e-f ilustran un efecto de eje de rotación en movimiento que también se puede lograr sin desplazar físicamente el eje de rotación.

La Figura 12g ilustra un sistema extraoral para obtención de imágenes dentales por rayos X relacionado con la realización de las Figuras 12e-f.

- 50 **Descripción detallada de las realizaciones preferidas**

Antes de discutir las realizaciones preferidas de la presente invención, se revisará la técnica anterior.

En la Figura 1a se muestra un sistema estándar de obtención de imágenes panorámicas por rayos X de la técnica anterior. Una columna (1) soporta el conjunto en forma de letra pi, con el tubo de rayos X (2) en un extremo y el sensor CCD, sensor CCD con salida de línea, (3) en el otro. Un manipulador situado dentro de la columna (1) controla el movimiento del conjunto de tubo de rayos X (2) y sensor CCD (3). El manipulador comprende generalmente uno o más motores. Normalmente existen uno o dos motores y, en raras ocasiones, tres motores. Se utiliza un panel de control (5) para introducir los valores de exposición a rayos X necesarios (kV, mA) y para elegir el perfil de panorámica. La imagen se remite, mediante una conexión digital, a un ordenador personal (4).

En la Figura 1b se ilustran los componentes de un perfil estándar de obtención de imágenes panorámicas en la técnica anterior. La fuente (401) de rayos X y el dispositivo (402) para obtención de imágenes, habitualmente un sensor CCD, rotan y se desplazan para producir una imagen de la capa focal por defecto (surco) (405), efectuándose dicho movimiento a lo largo de la trayectoria especificada (403). El objetivo de este perfil (403) es formar una imagen plana de la capa focal ideal o por defecto (405). La resolución en profundidad varía a lo largo de la imagen plana, pero es del orden de 30 milímetros al comienzo y al final (los molares) de la exposición y es máxima, del orden de 3 milímetros, en la parte media (404) (dientes anteriores).

La Figura 2a muestra esquemáticamente un sistema extraoral de obtención de imágenes dentales por rayos X, según la técnica anterior, que combina la obtención de imágenes panorámicas y la bien conocida obtención de imágenes cefalométricas. Los componentes de un sistema de este tipo son la fuente (12) de rayos X, el dispositivo sensor (13) de imágenes y el manipulador mecánico (11) que incluye un "brazo cef" (16), controles (15) de usuario y un ordenador o procesador (14) para procesar y mostrar las imágenes. El dispositivo sensor (13) de imagen se puede cambiar de la posición para cefalometría (Figura 2a) a la posición panorámica (Figura 1a), y comúnmente se le denomina sensor de "quita y pon" de ajuste a presión".

Un sistema cefalométrico digital estándar de barrido de la técnica anterior funciona con un perfil de exposición como el ilustrado en la Figura 2b. La fuente (12) de rayos X se desplaza y gira a lo largo de una trayectoria predefinida o "perfil" (18), mientras que el dispositivo (13) para obtención de imágenes se mueve a lo largo de su trayectoria o perfil (7), al tiempo que obtiene imágenes del paciente (19) para formar una proyección semilineal o sustancial lineal de todo el cráneo a través del plano (8). La distancia desde el punto focal de la fuente de rayos X hasta el dispositivo (191) para obtención de imágenes es grande, con el fin de reducir la distorsión geométrica, y en la mayoría de los casos es superior a 1,5 m (un metro y medio) y típicamente se sitúa entre 1,5 m y 2,5 m. Además, el sensor está colocado en un brazo "cef" (16) separado (Figura 2a) que se extiende lateralmente y ocupa mucho espacio. Se necesita esta gran distancia para que los rayos X sean paralelos o casi paralelos, con el fin de evitar o reducir la distorsión geométrica debida al diferente aumento de las distintas partes del objeto radiografiado.

En la técnica anterior existen también sistemas extraorales para obtención de imágenes dentales por rayos X con un segundo sensor que es un panel plano cuadrado o solamente un sensor que es un panel plano cuadrado. En la Figura 3a se muestra un sistema con doble sensor, de este tipo, que está diseñado para producir cortes transversales y/o imágenes de TC dental. La columna (21) soporta, como antes, el conjunto en forma de letra pi del sensor panorámico CCD (23) y el tubo de rayos X (22). El sensor panorámico CCD (23) se puede cambiar por un sensor (26) de panel plano cuadrado, y viceversa. El manipulador situado dentro de la columna (21) tiene normalmente uno, dos o tres motores, y desplaza el conjunto en x, y, y asimismo lo hace girar. Un controlador (25), usualmente digital, establece o selecciona los valores de kV y mA, y asimismo selecciona los diversos perfiles, es decir, las trayectorias de movimiento. Se provee un ordenador o procesador (24) para procesar y visualizar las imágenes.

La Figura 3b ilustra el perfil clásico para producir un corte transversal, con un sistema extraoral para obtención de imágenes dentales que utiliza un panel plano según la técnica anterior, en concreto un movimiento sustancialmente lineal. La figura muestra la geometría en el plano horizontal XY. El movimiento podría tener también un componente en la dirección z (perpendicular al plano XY de la figura), pero la idea básica sigue siendo la misma. En este caso, el intervalo de visión angular β , de un punto (102) a radiografiar, es igual al ángulo de apertura (α) del sensor, es decir, $\alpha = \beta$ o, en otras palabras, $\beta/\alpha = 1$. La figura ilustra la fuente (101) de rayos X, el dispositivo para obtención de imágenes en una primera posición (103), el punto (102) a radiografiar y la trayectoria de movimiento tanto de la fuente de rayos X como del dispositivo para obtención de imágenes en una segunda posición (104), que como se puede ver es lineal. La línea continua se refiere a la geometría después del movimiento, y la línea de trazos a antes del movimiento. Gracias al gran tamaño del panel plano cuadrado típico, el ángulo β de visión satisface la relación antes indicada. El tamaño de un panel plano típico puede ser de 10 cm x 10 cm o de 20 cm x 20 cm. En el caso de un panel plano de 20 cm x 20 cm y con una distancia desde el punto focal hasta el panel plano que es típicamente 50 cm, se tiene que $\beta/\alpha = 1$ y $\beta = \alpha = 2 \times \tan^{-1}(10/50) = 22,6$ grados. Este ángulo de visión es suficientemente grande para producir cortes transversales o en ángulo, con un espesor de 0,5 mm - 3 mm, lo que se considera una resolución muy buena en la dirección de profundidad para un corte transversal. Así, en el caso de perfiles con movimiento lineal, y utilizando paneles planos, siempre sucede que $\beta/\alpha = 1$ y, puesto que los paneles planos son grandes, el ángulo β de visión es generalmente lo suficientemente grande como para producir cortes transversales suficientemente delgados. El problema a resolver, sin embargo, es el siguiente: a) los paneles planos son caros, b) aunque los paneles planos pueden captar buenas imágenes de corte transversal, lamentablemente producen

imágenes panorámicas de baja resolución. Esta es la razón por la cual los sistemas que pretenden ofrecer tanto perfiles panorámicos como perfiles de corte transversal tienen dos sensores, lo que aumenta la complejidad y el coste del sistema extraoral de obtención de imágenes.

5 La Figura 3c muestra el perfil estándar de exposición para corte transversal como se conoce en la técnica anterior, mediante la utilización de un detector de panel plano con una longitud m y una anchura n . Tales paneles planos tienen una relación m/n sustancialmente igual a uno (es decir, $m/n = 1$). Normalmente, un panel plano realiza un barrido lineal, donde $\beta/\alpha = 1$. Existen casos en los cuales el tamaño del panel plano puede ser de 10 cm x 10 cm o incluso tan pequeño como 5 cm x 5 cm. En tales casos, existe una serie de barridos lineales que permiten un ángulo de visión más amplio. Esto se muestra en la Figura 3c. De acuerdo con la técnica anterior como se ilustra en la
10 Figura 3c, la fuente (501) de rayos X y el dispositivo (502) para obtención de imágenes efectúan una traslación sustancialmente lineal en torno a la región de interés (504). La trayectoria o perfil (503) basta para formar una imagen plana (506) que es un corte transversal a través de la capa focal por defecto (505).

En cualquier caso, incluso en los paneles más pequeños con dimensiones de 5 cm x 5 cm, el ángulo $\alpha = 2 \times \tan^{-1}(2,5/50) = 5,7$ grados. Para obtener un espesor nominal de corte transversal de 0,5 mm a 3 mm, el ángulo β de
15 visión debe ser 10 grados o más. Esto significaría que $\beta/\alpha = 10/5,7 = 1,8$. Por tanto, en todos los casos conocidos la obtención de imágenes de corte transversal se realiza con un panel plano cuadrado o casi cuadrado, con $m/n \approx 1$ y con perfiles de movimiento identificados con estos parámetros de $\beta/\alpha \leq 1,8$, obteniendo en la técnica anterior cortes transversales con adecuada resolución en espesor. Se utiliza, o se puede utilizar, la misma configuración para la obtención de imágenes volumétricas en 3D. Sin embargo, el problema reside en que todavía se está empleando un
20 sensor, típicamente un sensor CCD con salida de línea, para obtener imágenes panorámicas, y un segundo sensor, un panel plano con m/n aproximadamente igual a uno, para realizar uno o más barridos lineales que satisfacen la relación $\beta/\alpha \leq 2,6$.

En la Figura 4 se ilustra una representación esquemática de una geometría y movimiento estándares para un sistema extraoral de obtención de imágenes volumétricas dentales por rayos X. En este caso, el objetivo es producir
25 un volumen 3D. La fuente (301) de rayos X y el dispositivo (302) de panel plano para obtención de imágenes con $m \approx n$ giran a lo largo de una trayectoria (circular) dada (303), mientras que se capturan múltiples imágenes de la región de interés (304) a partir de la proyección (305). Después se utilizan estas imágenes para reconstruir el corte tomográfico horizontal convencional (306) que contiene la región de interés. La región de interés se divide en elementos de volumen más pequeños, vóxeles. El tamaño de un vóxel se puede seleccionar con independencia del tamaño de píxel del dispositivo de visualización. Normalmente, el vóxel es isotrópico, es decir, la anchura y la altura del vóxel son iguales, es decir, los vóxeles son cuadrados, pero el vóxel también puede tener dimensiones diferentes. Normalmente, la trayectoria (303) es una rotación circular con un intervalo de visión angular de al menos 180 grados. También se requiere que en cada imagen tomada durante la exposición se vean todos los puntos de la
30 región de interés. Esto significa que el tamaño de la región de interés está limitado por el tamaño del dispositivo de obtención de imágenes.

Si se cumple la condición de que el intervalo de visión angular β sea al menos 180 grados, se puede obtener una reconstrucción volumétrica "perfecta" u óptima.

La solicitud 11/277,530 describe un sistema para obtención de imágenes por rayos X donde se utiliza un sensor con salida de fotograma, con $m/n > 1,5$. El sensor es un sensor panorámico, y la enseñanza de esa invención es utilizar
40 un sensor de este tipo con $m/n > 1,5$ en un sistema extraoral para obtención de imágenes dentales por rayos X, de modo que con una única exposición a lo largo del perfil adecuado para producir una capa panorámica se obtendría, además de la capa panorámica, uno de: a) un corte transversal o b) una imagen volumétrica 3D. Por lo tanto, el documento 11/277530 enseña un único sistema extraoral con un único sensor y un único perfil o exposición. Sin embargo, en la práctica el perfil panorámico es tal que los rayos X llegan casi paralelos a la dirección de corte transversal, y a partir de tal perfil panorámico es extremadamente difícil o imposible producir una sección transversal y aún más difícil construir un volumen 3D.

Por tanto, el problema a resolver consiste en proporcionar un sistema extraoral para obtención de imágenes dentales, de bajo coste y con un único sensor, que sea capaz de producir al menos dos de: a) imágenes panorámicas de buena calidad, b) imágenes en ángulo o de corte transversal, de buena calidad, c) imágenes cefalométricas de buena calidad sin el uso de un brazo "cef" adicional, y d) imágenes volumétricas 3D locales de buena calidad.
50

Los inventores de la presente invención han descubierto que se puede utilizar un sensor lineal de bajo coste, con modo de salida de fotograma, para producir un corte transversal de buena calidad si se implementa un segundo perfil que traslada y hace girar el sensor de modo fotograma con $m/n \geq 1,5$ a lo largo de una trayectoria de perfil,
55 estando definido este perfil por una relación adecuada de β/α .

En la Figura 5 se ilustra un aspecto de la presente invención. El sensor (203) es, con preferencia, un sensor lineal CdTe-CMOS o CdZnTe-CMOS, preferiblemente con dimensión larga m y dimensión corta n , donde típicamente $m \approx 150$ mm y $n \approx 6$ mm, es decir, $m/n \approx 25$. Se pueden utilizar otros tipos lineales de sensores, con materiales distintos del CdTe. El sensor funciona en modo de salida de fotograma, proporcionando típicamente 50 fps - 500 fps

El punto focal de la fuente de rayos X es (201), y típicamente está a una distancia de 300 mm a 600 mm del sensor. Así pues, en esta configuración el ángulo α se sitúa en el intervalo de 0,5 grados a 1,1 grados, es decir, incluye los extremos 0,5 y 1,1. Para obtener buenos cortes transversales, o cortes en ángulo con respecto a la capa panorámica, o una imagen volumétrica 3D local de una región de interés, se deben tener ángulos de visión en el intervalo de 10 grados - 15 grados o más, incluyendo el extremo de 10 grados. Por tanto, la relación β/α es al menos $15/1,1 = 13,6$, puesto que el intervalo preferible de ángulos de visión es $\beta = 15$ grados.

Con un perfil definido por esta relación, el sistema extraoral para obtención de imágenes es capaz de funcionar con un único sensor lineal y de bajo coste, y realizar tanto panorámicas como cortes transversales o en ángulo con buena resolución, con espesor de capa inferior a 5 mm, preferiblemente inferior a 3 mm y más preferiblemente inferior a 2 mm. El término "espesor de capa" tiene el significado de la zona física que se considera que está enfocada, o lo que es lo mismo, un objeto contenido dentro del "espesor de la capa" será radiografiado con suficiente nitidez o claridad, mientras que los objetos situados fuera del "espesor de la capa" estarán borrosos. La nitidez o la borrosidad se miden de manera robusta con la función de transferencia de modulación (FTM) y, por ejemplo, una FTM de 0,1 (cero coma uno) o más indicaría una imagen nítida o enfocada. La región de interés (205) puede contener una o varias capas.

En otra realización, el sensor CdTe-CMOS (203) tiene $m \approx 150$ mm y $n \approx 25$ mm, es decir, $m/n \approx 6$. En este caso, si la distancia entre el punto focal (201) y el sensor (203) se sitúa nuevamente en el intervalo de 30 mm a 600 mm, α se sitúa en el intervalo de 2,3 grados a 4,7 grados, incluyendo los extremos de 2,3 y 4,7 grados. Si β es al menos 10 grados, entonces β/α es al menos $10/4,7 = 3,2$.

En una tercera realización, la longitud m del sensor puede medir de 50 mm a 100 mm y la anchura $n \approx 25$ mm, es decir, $m/n \approx 1,5$ o más. En este caso, α se sitúa nuevamente en el intervalo de 2,3 grados a 4,7 grados, incluidos los extremos de 2,3 y 4,7 grados. Una vez más, esto significaría que la relación $\beta/\alpha > 3,2$ define un perfil que sería adecuado para una buena calidad de panorámicas y cortes transversales o en ángulo con respecto a los cortes panorámicos, o de una imagen volumétrica 3D local de una región de interés. Se puede conseguir un espesor satisfactorio de corte transversal o de corte en ángulo incluso con $\beta = 10$ grados o más, en cuyo caso $\beta/\alpha > 2,1$, lo que está de acuerdo con la presente invención.

El perfil de corte en ángulo o perfil de exposición transversal o un perfil de exposición para imagen volumétrica 3D local definidos en lo que antecede se pueden utilizar en al menos una región de interés en una capa panorámica, pero también se pueden utilizar para cada región anatómica de interés, por ejemplo las regiones de los molares y de los dientes anteriores, los dientes individuales o los dientes contenidos dentro de una región. Un sistema extraoral de obtención de imágenes dentales por rayos X según la invención proporciona tales cortes en ángulo o perfiles de exposición transversales con respecto a la capa panorámica estándar.

Para conseguir esta relación $\beta/\alpha > 2,1$ (al menos), los inventores añaden un componente rotacional sustancial con el fin de extender el intervalo de visión angular, β , más allá del límite del ángulo de apertura α del sensor. Esto se ilustra en la Figura 5, que muestra cómo se utiliza la rotación sustancial para aumentar el ángulo de visión β . En esa figura, el punto focal (201) de los rayos X y el dispositivo (203) para obtención de imágenes giran y se trasladan a lo largo de la trayectoria especificada (204), mientras obtienen imágenes de un punto (202) de la región de interés (205). Por consiguiente, el intervalo de visión angular β es mucho mayor que el ángulo de apertura α , ya que α es realmente bastante pequeño, como se ha indicado más arriba para un sensor lineal o cuasilíneo con $m/n > 1,5$. En este caso, la finalidad del proceso de obtención de imágenes es formar una imagen plana a lo largo de la dimensión de la flecha (206). Mientras que los sistemas de la técnica anterior requieren un sensor de panel plano, que es esencialmente cuadrado, así como un segundo sensor lineal con salida de línea, la presente invención supera los obstáculos de la técnica anterior y proporciona un sistema capaz con un único sensor, trabajando dicho sensor en modo de salida de fotograma y con $m/n > 1,5$, estando además dicho sistema extraoral programado para tener al menos dos perfiles, uno para una capa/imagen panorámica y un segundo perfil para realizar un corte transversal o en ángulo, estando dicho segundo perfil definido por $\beta/\alpha > 2,1$. Por tanto, el sistema extraoral para obtención de imágenes dentales por rayos X es multifuncional y económico.

Con un intervalo aumentado de visión angular, es decir, $\beta/\alpha > 2,1$, se mejora la resolución en profundidad, es decir, se pueden resolver mejor, en la dirección de profundidad, objetos más pequeños. Cuanto mayor sea el intervalo de visión angular β , mejor es la resolución en profundidad.

El mismo sistema extraoral que se describe en la invención es adecuado para realizar una imagen volumétrica 3D local. En la presente memoria se proporciona, haciendo referencia a las Figuras 6a y 6b, un algoritmo para llevar a cabo la obtención de imágenes de corte en ángulo y/o imágenes 3D locales.

Una desventaja del ángulo de rotación β sustancial es que la dirección de los rayos X se hace casi paralela con respecto a la dirección de la imagen plana (corte en ángulo), lo que provoca distorsión geométrica en la imagen si se utilizan los mismos algoritmos estándar diseñados para la obtención de imágenes planas. Tales algoritmos de la técnica anterior son los mismos utilizados en la reconstrucción de capas panorámicas, y se les puede denominar laminográficos o de tomosíntesis. La presente invención proporciona un sistema extraoral para obtención de imágenes dentales y un algoritmo para obtener de manera óptima un corte transversal o en ángulo con respecto a la

capa panorámica.

La presente invención proporciona un sistema extraoral de obtención de imágenes dentales y un algoritmo que combina las modalidades plana y volumétrica de obtención de imágenes para formar una imagen plana con mejor resolución en profundidad a lo largo de la dirección z, sin necesidad de calcular una imagen volumétrica completa, que precisaría un costoso sensor ancho. Además, se puede formar una imagen volumétrica 3D local a partir de las distintas capas planas. La Figura 6a muestra la fuente (601) de rayos X y el dispositivo para obtención de imágenes (602) moviéndose a lo largo de la trayectoria (603), (606) según la presente invención. La capa panorámica por defecto es (605). Tal como se muestra en la Figura 6a, el corte en ángulo de preferencia (610) forma ángulos rectos con la capa panorámica en la región de interés (604). En muchos casos, el corte en ángulo puede formar aproximadamente ángulos rectos con la capa panorámica, pero preferiblemente se sitúa en 90 grados \pm 20 grados. En determinadas operaciones de implante, el ángulo del corte puede ser distinto de la dirección transversal.

Según la presente invención, para formar un corte transversal o en ángulo (610), se aplica el siguiente algoritmo conforme a la Figura 6b.

El algoritmo se aplica por separado a cada corte tomográfico horizontal, y la imagen final, que es una corte transversal o un corte de ángulo, se forma apilando verticalmente la región de interés seleccionada de cada corte tomográfico horizontal.

Definiciones:

- x un vector de valores de vóxel. Para cada vóxel hay exactamente un valor en el vector.
- y vector de proyecciones. Cada píxel de cada proyección (fotograma) tiene exactamente un elemento en el vector. Los valores corresponden a los valores de dichos píxeles en las proyecciones.
- W matriz de pesos. Esta matriz codifica la geometría del sistema de modo que la ecuación de proyección se puede expresar de la forma $y = Wx$

El primer paso (651) del algoritmo consiste en formar la matriz de pesos W. La matriz tiene una fila para cada píxel de cada proyección (por lo tanto, el número total de filas es el número de proyecciones multiplicado por el número de píxeles de detector en un corte tomográfico horizontal). La matriz tiene una columna para cada valor de vóxel (es decir, el número de columnas es el número de vóxeles en x). Cada elemento de la matriz indica el grado en que el vóxel correspondiente contribuye a dicho valor de píxel de dicha proyección. Este paso se realiza generalmente durante la calibración del dispositivo y no se calcula durante una exposición normal.

El segundo paso consiste en preparar una estimación inicial x_0 (652) ("adivinada") de valores x de vóxel. La estimación inicial se puede calcular, por ejemplo, utilizando el algoritmo de clasificación por "desplazamiento y suma" para tomosíntesis. La calidad de la estimación inicial no afecta sustancialmente a la calidad de la imagen reconstruida, pero una buena estimación inicial permite tiempos de procesamiento más cortos.

El tercer paso (653) consiste en evaluar el valor actual de x. Esto se realiza calculando la norma de error matemático adecuada, por ejemplo la suma de diferencias al cuadrado.

El cuarto paso (654) consiste en decidir si el error es suficientemente pequeño. Si el error es suficientemente pequeño, entonces se termina el bucle y se termina la imagen en el sexto paso.

El quinto paso (655) consiste en calcular una nueva estimación para x, de manera que disminuye la norma de error. Esta se puede calcular, por ejemplo, mediante el conocido algoritmo de descenso de gradiente. Después de ello, el algoritmo continúa al tercer paso.

El sexto paso (656) consiste en seleccionar una fila de vóxeles en x para visualizarla como una fila de la imagen final. Existe por lo general una fila que tiene la mejor calidad de imagen en función de la geometría del dispositivo. Además, por combinación de las filas de vóxeles se puede formar una imagen 3D local.

El séptimo y último paso (657) consiste en visualizar una fila de la imagen final, siendo dicha imagen un corte transversal o un corte en ángulo.

Según otro aspecto más de la presente invención, se proporciona un sistema extraoral para obtención de imágenes dentales capaz de proyecciones cefalométricas, es decir, sustancialmente lineales, sin necesidad de un brazo externo largo. Este sistema ofrece ventajas únicas con respecto a la técnica anterior, consistiendo tales ventajas en la utilización de un único sensor para realizar tanto proyecciones panorámicas como cefalométricas sin el costoso brazo externo.

En la Figura 2a se ofrece una representación esquemática del sistema para obtención de imágenes cefalométricas de la técnica anterior. Los componentes de un sistema de este tipo son la fuente (12) de rayos X, el dispositivo (13) para obtención de imágenes y el manipulador mecánico que incluye un "brazo cef" (16), controles de usuario (15) y un ordenador o procesador (14) para procesar y mostrar las imágenes. La Figura 2b ya se ha descrito, y muestra un

típico movimiento de perfil del sistema cef convencional mostrado en la Figura 2a.

Según la invención, la funcionalidad cefalométrica, o movimiento de perfil cefalométrico, de un sistema extraoral multiuso para obtención de imágenes dentales por rayos X funciona como se ilustra en la Figura 7. Se consigue una proyección cefalométrica, que es una proyección lineal del cráneo humano, mediante uno o más perfiles de exposición lineales o sustancialmente lineales utilizando un único sensor que está situado con respecto a la fuente de rayos X en la misma ubicación que durante la ejecución del perfil de exposición panorámica. La distancia (923) entre el punto focal (912) de la fuente de rayos X y el dispositivo (913) para obtención de imágenes debe ser menor que 1,5 m, y preferiblemente debe ser inferior a 70 cm, para poder realizar también imágenes panorámicas con el mismo sensor fijo y la geometría fija. Así pues, se elimina el engorroso brazo "cef" y se logra un sistema extraoral de obtención de imágenes multifuncional, simple y compacto. La fuente de rayos X (912) ejecuta un programa de perfil a lo largo de la trayectoria (917, 918, 919) y el sensor de rayos X de CdTe-CMOS y salida de fotograma (913) se desplaza a lo largo de la trayectoria (914, 915, 916) para formar una imagen volumétrica sumamente anisotrópica de la región de interés (920). Como se ha mencionado más arriba, la distancia desde la fuente de rayos X hasta el dispositivo de obtención de imágenes es pequeña en comparación con el caso estándar. La distancia (926) entre el sensor (912) y la cara más cercana del cráneo con respecto al sensor se minimiza o idealmente se reduce tanto como sea razonablemente factible durante cada uno de los perfiles lineales de exposición. De esta forma, uno de los lados del cráneo se proyecta con borrosidad o distorsión mínima, mientras que el otro está desproporcionado y puede ser corregido o eliminado de la imagen con un procesamiento adicional. Esta distancia (926) debe ser inferior a 20 cm, más preferiblemente inferior a 10 cm y, preferiblemente, inferior a 5 cm. Conforme a la presente invención, la distancia desde el punto focal de la fuente de rayos X hasta el dispositivo (923) para obtención de imágenes es corta en comparación con soluciones de la técnica anterior. Preferiblemente, (923) mide menos de 1,5 m y, aún más preferiblemente, se sitúa en el intervalo de 30 cm - 70 cm, que es el intervalo utilizado para la obtención de imágenes panorámicas. Por tanto, con una disposición mecánica la presente invención consigue imágenes tanto panorámicas como cefalométricas. Esto ahorra una gran cantidad de espacio para el equipo y reduce la necesidad de múltiples sensores o sensores removibles.

Los vóxeles de la imagen volumétrica de la región de interés (920) tienen un tamaño pequeño en la dimensión de obtención de imágenes (922), pero un gran tamaño en la dimensión perpendicular (921).

Las trayectorias de la fuente de rayos X y del dispositivo de obtención de imágenes se dividen en 3 segmentos: la primera exposición (914, 917), el movimiento no radiante (915, 918), durante el cual la fuente de rayos X (912) y el sensor (913) se recolocan, y la segunda exposición (916, 919). Durante las dos partes de exposición se obtienen imágenes de los lados izquierdo y derecho del cráneo. Las dos partes del perfil durante las cuales se expone el cráneo a radiación son lineales o sustancialmente lineales, como se ve en la Figura 7. Una sección sustancialmente lineal significa que la distancia (924) y (925) de la cuerda al arco es inferior a 20 cm, preferiblemente inferior a 10 cm e incluso más preferiblemente inferior a 1 cm. Una "sección" significa una parte de la trayectoria que tiene una longitud superior a 5 cm y por lo tanto tiene longitud suficiente para producir datos que serán utilizados en la reconstrucción de una imagen a visualizar. También hay que señalar aquí que se pueden utilizar otros perfiles de proyección con efecto similar. Por ejemplo, un perfil de proyección en forma de "L" con dos secciones sustancialmente lineales con un punto común. Como alternativa, se puede utilizar sólo una proyección sustancialmente lineal y proyectar parte o una mitad del cráneo humano.

Después de las exposiciones, se utiliza un algoritmo de reconstrucción volumétrica para calcular cortes verticales a lo largo de la dirección de obtención de imágenes (922). Estos cortes verticales se transforman luego para eliminar el distinto factor de aumento de cortes verticales diferentes. Finalmente, se combinan los cortes verticales para producir una imagen cefalométrica bidimensional. Aunque no se está limitado a ningún algoritmo de reconstrucción específico, en las Figuras 8a, 8b y 8c se representa uno de tales algoritmos para la reconstrucción.

El primer paso del algoritmo es la recogida de datos (821). En el paso de recogida de datos se registran múltiples fotogramas y las ubicaciones correspondientes de la fuente de rayos X y de los dispositivos de obtención de imágenes. En la Figura 8b se ilustra la geometría para la recogida de datos. La fuente de rayos X (801) ilumina todas las distintas capas (803) del objeto. El dispositivo (802) para obtención de imágenes por rayos X recoge los rayos X y forma una imagen. Las diferentes capas (803) tienen distintos factores de aumento debido a la forma del haz (804). Los distintos factores de aumento se indican con las flechas de doble punta (805). Las flechas más cercanas a la fuente de rayos X son más cortas, mientras que las flechas más cercanas al dispositivo para obtención de imágenes son más largas. La imagen almacenada por el dispositivo (802) para obtención de imágenes se compone de una suma o superposición de todas estas capas. El siguiente paso (822) consiste en reconstruir el contenido de cada capa individual y formar una imagen separada para todas y cada una de las capas. Las imágenes pueden ser reconstruidas, por ejemplo, utilizando el algoritmo descrito más arriba para la obtención de imágenes transversales. Una capa se refiere aquí a un plano en el campo de vóxeles paralelo al dispositivo para obtención de imágenes.

A continuación, el siguiente paso (823) consiste en calcular los factores de aumento para cada imagen de capa individual.

Después (824), se reescalan las imágenes (831) de capas individuales de la Figura 8c mediante el uso de un algoritmo (835) de reescalado, tal como la interpolación bicúbica, de manera que el factor de aumento después del

reescalado de cada imagen de capa individual sea el mismo. Después de esto, existen varias imágenes con diferentes tamaños, pero con factor de aumento igual.

En la Figura 8c se ilustra el último paso (825), que consiste en acumular todas las imágenes de capa (832) individuales reescaladas, utilizando un sumador (833) para formar la imagen final (834), que es ahora una superposición de todas las distintas capas, pero, contrariamente a los datos de imagen originales, las distintas capas tienen igual factor de aumento. Por tanto, la imagen final es sustancialmente igual a una imagen tomada con una fuente de rayos X de haz paralelo o igual a una imagen tomada con una fuente de rayos X de haz cónico normal, con una distancia grande desde la fuente de rayos X hasta el dispositivo para obtención de imágenes y una distancia pequeña desde el objeto hasta el dispositivo para obtención de imágenes.

Haciendo referencia a las Figuras 9b, 10a, 11a y 11b, se describirá ahora otra forma de realización preferida de la presente invención.

Un sistema de TC o 3D dental de la técnica anterior tiene una trayectoria de movimiento en un círculo como se ilustra en la Figura 9a. Tanto el generador (fuente) (160) de rayos X como el dispositivo (detector) (161) para obtención de imágenes se mueven a lo largo de una trayectoria fija con un eje de rotación estacionario. El sistema rota generalmente de 180 a 360 grados, es decir, desde la mitad de un círculo hasta un círculo completo. Se dan como referencia (164) algunas proyecciones de haz ilustrativas. El eje de rotación (162) es fijo y está en el centro de la región de interés (163). Por ejemplo, esto está de acuerdo con la técnica anterior tal como se describe en el documento US 6118842.

Esta trayectoria produce un arco reconstruido de un cilindro que tiene una proyección circular en el plano horizontal. El diámetro de este círculo es igual a la anchura del dispositivo para obtención de imágenes dividida por el factor de aumento (suponiendo una rotación de 180 grados) o como máximo igual a dos veces la anchura del dispositivo para obtención de imágenes dividida por el factor de aumento si se utiliza la técnica denominada "de medio haz" (que implica una rotación de 360 grados). En sistemas normales con un detector de 5 cm de ancho, por ejemplo, esto daría como máximo un diámetro $2 \times 5 \text{ cm} / 2 = 5$ para el cilindro reconstruido, suponiendo un factor de aumento típico de 2.

Una condición necesaria para la reconstrucción perfecta con métodos de la técnica anterior supone que en cada proyección se ven todos los puntos contenidos dentro del volumen a reconstruir, o que todos los puntos contenidos dentro del volumen a reconstruir se ven en el intervalo angular completo de 0 a 180 grados. Esto permite que algunos puntos no sean visibles en algunas proyecciones, tal como se utiliza en la denominada técnica de medio haz. La Figura 10b ilustra este hecho. Una trayectoria con un eje fijo de rotación (181) está limitada a una región reconstruible (182) que es proporcional a la anchura del detector, con independencia del número de fotogramas que se recogen.

Conforme a la presente invención, se proporciona un sistema extraoral de obtención de imágenes dentales por rayos X que tiene un modo de funcionamiento para la obtención de imágenes panorámicas y un modo de funcionamiento para la obtención de imágenes de TC o 3D parcial de una región de interés. Cuando se encuentre en el modo panorámico, el sistema funcionará en una trayectoria panorámica, y, cuando se encuentre en modo TC o 3D parcial, el sistema funcionará en modo TC parcial, que se caracteriza porque el eje de rotación ya no está fijo, como ocurre en los sistemas convencionales (por ejemplo, en el documento US 6118842), sino que también se mueve. A modo de ejemplo preferido, cuando se encuentra en modo TC/3D parcial, el eje de rotación se está moviendo a lo largo de una espiral. En la Figura 9b se representa un ejemplo de una trayectoria en espiral del eje de rotación. En esta figura, el generador de rayos X (150) y el dispositivo para obtención de imágenes (151) se mueven a lo largo de una trayectoria circular, pero el eje de rotación (152) se mueve a lo largo de una trayectoria que, en este diagrama, es una espiral. Son posibles otras trayectorias del eje de rotación sin apartarse del alcance de la invención. Se indican, como referencias, la región de interés (153) y proyecciones del haz de muestra (154).

La Figura 10a ilustra cómo se puede aumentar el tamaño de la región reconstruible (172) mediante el uso de un eje de rotación (171) en movimiento. En esta figura, la trayectoria del eje de rotación (171) es una espiral, pero se pueden utilizar otras formas de curvas o trayectorias. Conforme a la presente invención, el sistema extraoral de obtención de imágenes dentales por rayos X tiene un modo para llevar a cabo TC o 3D parciales de una región de interés, mediante el cual el eje de rotación se mueve, lo que permite un tamaño ilimitado de la región reconstruible suponiendo que se concede tiempo suficiente para atravesar la trayectoria deseada. Las Figuras 10a y 10b están a la misma escala, y las unidades de los ejes x, y se indican en metros.

Haciendo referencia ahora a las Figuras 11a y 11b, se proporcionan algoritmos ilustrativos que se pueden utilizar para ilustrar cómo se pueden recoger los datos y cómo se puede reconstruir una imagen de TC o 3D en un sistema según la presente invención.

La Figura 11a muestra un diagrama de flujo para la recogida de datos según la presente invención. El usuario selecciona (paso 111) una región de interés. Después de esto, el sistema se mueve a la posición inicial (el comienzo de la trayectoria para el eje de rotación) (paso 112). A continuación, se encienden los rayos X (paso 113) y se capturan fotogramas (paso 114) hasta que se completa la exposición (paso 115). El manipulador de la unidad

desplaza la fuente de rayos X, el dispositivo de obtención de imágenes y el eje de rotación entre los fotogramas de capturas (paso 116). En la práctica, el movimiento es continuo, con un flujo continuo de rayos X, pero el sistema también puede utilizar una fuente de rayos X de tipo pulsante y un movimiento no continuo. Cuando se han capturado todos los fotogramas, se apagan los rayos X (paso 117), se reconstruyen los datos (paso 118) y se presenta visualmente al usuario la imagen reconstruida (paso 119).

La Figura 11b muestra un bosquejo de diagrama de flujo del algoritmo de reconstrucción que se puede implementar utilizando una CPU, GPU, FPGA o cualquier otro dispositivo programable con cantidad adecuada de memoria. En primer lugar, se inicializan las variables de contador para apuntar al primer fotograma (fotograma n.º 0) (paso 121). A continuación, se proyecta la estimación actual de los datos de volumen para configurar el fotograma n.º i (paso 122). Esto se repite (paso 123) hasta que se han procesado todos los fotogramas. Cuando el fotograma actual ha sido procesado, se incrementa el contador (paso 124) para apuntar al siguiente fotograma.

Una vez calculadas todas las proyecciones hacia adelante (es decir, la proyección del volumen 3D a fotogramas 2D), se calcula el error entre los datos simulados y recogidos reales (paso 125). A continuación, se proyecta hacia atrás este error hacia los elementos de volumen, es decir, se calcula (paso 126) la contribución de cada elemento de volumen al error. Después de esta retroproyección, se actualiza la estimación del volumen basándose en una fórmula de actualización, siendo la más simple mover cada elemento de volumen en la dirección de menor error. También se puede utilizar una regla de actualización más sofisticada tal como en la ART, la inversión estadística o el gradiente conjugado. La actualización también se puede realizar fotograma a fotograma o bien la actualización puede procesar los fotogramas en lotes. Se ejecuta el bucle de retroproyección hasta que se han procesado (paso 129) todos los fotogramas. Entre cada iteración, se mueve (paso 130) el contador de fotogramas al fotograma siguiente.

El algoritmo de la Figura 11b se repite hasta que se acepta la estimación de volumen.

La ventaja clara y decisiva de la invención antes mencionada es que se puede utilizar un sensor digital de área activa limitada como parte del sistema precedente, con el fin de permitir reconstrucciones TC parciales o 3D parciales de tamaños útiles. Por ejemplo, mediante un sensor con un área activa de 25 mm (ancho) x 75 mm (alto) + 6 mm x 75 mm y dos rotaciones en una espiral o espiral aproximada con un movimiento total del eje en 25 mm (véase la Figura 10a), se puede reconstruir una región de interés de 50 mm, como puede verse en la Figura 10a. Con tres rotaciones y un movimiento del eje de aproximadamente 35 mm, se puede reconstruir una región de interés de 80 mm (como aclaración, la Figura 10a muestra sólo el ejemplo de dos rotaciones). Por tanto, mientras que, en un sistema convencional de TC dental, un detector de 25 mm de ancho solamente produciría un volumen reconstruido de 25 mm / 2 (aumento) = 12,5 mm, en el sistema conforme a la presente invención el volumen reconstruido es cuatro (4) veces mayor con dos rotaciones en una trayectoria espiral aproximada, y es seis (6) veces mayor si se utilizan tres rotaciones. Obviamente, a medida que se emplean más y más rotaciones para construir una espiral más grande, el volumen reconstruido aumenta hasta el límite de que, con un área activa de detector pequeña, se puede reconstruir todo el objeto de interés, por ejemplo toda la parte anterior y posterior. Además, se debe señalar que la utilidad de esta invención puede materializarse incluso para pequeños movimientos del eje de rotación durante el perfil de exposición. Por ejemplo, serán beneficiosos incluso uno o más milímetros de movimiento del eje de rotación. La implicación de esta invención es que sistemas extraorales de obtención de imágenes dentales por rayos X, de gama alta, utilicen un único sensor con modo de exposición panorámica y modo de exposición CT/3D parcial que proporcione excelente calidad de imagen y suficiente tamaño de volumen TC/3D reconstruido, a precios asequibles. Estos sistemas sirven a los ortodontistas que desean imágenes panorámicas de alta calidad, así como implantólogos y cirujanos que necesitan imágenes TC y 3D de alta calidad. Preferiblemente, el detector es un detector CdTe-CMOS o CdZnTe-CMOS, que tiene claras ventajas en términos de velocidad de lectura, sensibilidad y formación de imágenes nítidas debido al hecho de que los rayos X se convierten directamente a señal electrónica. Se pueden utilizar otras tecnologías de detector, tales como centelleadores acoplados a CCD o CMOS, paneles planos, etc.

Según otro aspecto de la presente invención, el sistema extraoral de obtención de imágenes dentales por rayos X está configurado para realizar una exposición TC o TC parcial, caracterizada porque la línea que conecta el punto focal de la fuente de rayos X y la parte central del detector es tangente o aproximadamente tangente a la trayectoria del eje de rotación durante la exposición, o bien está dentro de un intervalo de ± 45 grados desde la tangente a la trayectoria. Esto se ilustra en la Figura 12a, en donde la línea que conecta el punto medio del dispositivo para obtención de imágenes (1901) con el punto focal de la fuente de rayos X (1902) es tangente a la parte de la trayectoria a lo largo de la cual se está moviendo el eje de rotación. Sin embargo, como ya se ha mencionado, puede darse también una desviación de la tangente en un rango de ± 45 grados. Este perfil de exposición permite que el tamaño de la región a reconstruir se expanda a medida que el eje de rotación se mueve a lo largo de la espiral. La posición de la fuente de rayos X y del detector se pueden intercambiar sin apartarse del alcance de la invención.

Aunque se han ofrecido y descrito realizaciones preferidas con respecto a las figuras mencionadas en lo que antecede, el alcance de la invención cubre cualquier situación en la cual el eje de rotación se mueva durante la exposición TC parcial o la exposición TC. De hecho, la trayectoria del eje de rotación puede ser una espiral aproximada o una espiral deformada, o bien, como se ilustra en las Figuras 12b, 12c y 12d, puede comprender parte

de un círculo, un círculo o múltiples círculos, dependiendo de cuán grande sea el volumen que se quiere reconstruir (Figura 12b), puede ser una trayectoria en forma de "S" (Figura 12d) o una trayectoria en forma de "8" (Figura 12c).

5 El efecto de un eje de rotación en movimiento también se puede lograr sin mover físicamente el eje de rotación, sino proporcionando, en lugar de ello, uno o varios manipuladores adicionales para mover el dispositivo de obtención de imágenes y/o la fuente de rayos X con respecto al eje o ejes de rotación del sistema. Esto se ilustra en las Figuras 12e y 12f. La Figura 12e ilustra el sistema normal con el dispositivo (2001) para obtención de imágenes, la fuente (2002) de rayos X, el eje (fijo o móvil) de rotación y el objeto a radiografiar (2004). Las geometrías del dispositivo para obtención de imágenes y de la fuente de rayos X está fijas con respecto al eje de rotación. El eje de rotación puede ser fijo o estar en movimiento, pero la figura ilustra, por simplicidad, el caso de un eje de rotación fijo.

10 La Figura 12f ilustra este aspecto de la invención. La geometría del dispositivo para obtención de imágenes y de la fuente de rayos X cambia con respecto al eje de rotación durante la exposición. También la geometría relativa del dispositivo para obtención de imágenes y de la fuente de rayos X puede cambiar para aumentar aún más el campo de visión. La única limitación consiste en que el haz de rayos X emitido por la fuente de rayos X debe ser capturado por el dispositivo para obtención de imágenes.

15 En la exposición ilustrada en la Figura 12f se muestran dos instantes. El primer instante incluye el dispositivo (2021a) para obtención de imágenes, la fuente (2022a) de rayos X, el eje de rotación (2023) y el objeto a radiografiar (2004). El segundo instante dentro de la exposición (o en el tiempo) tiene distinta geometría relativa. La geometría relativa del dispositivo (2021b) para obtención de imágenes y de la fuente (2022b) de rayos X ha cambiado con respecto al eje de rotación (2023).

20 Este cambio en la geometría relativa crea un eje (2025) de rotación virtual que se mueve a lo largo de una curva (2026) que, en el caso de la Figura 12f, es una espiral, aunque es adecuada cualquier otra curva mencionada en lo que antecede. El efecto final de todo esto es que el eje de rotación puede estar fijo y al mismo tiempo se pueden obtener resultados similares en la expansión del campo de visión, como en otros aspectos de la invención.

25 Por tanto, según este aspecto de la presente invención se proporciona, como se ilustra en la Figura 12g, un sistema extraoral de obtención de imágenes dentales por rayos X, para obtener una imagen de TC parcial o 3D parcial de una región de interés de un objeto, que comprende:

a) una fuente (2102) de rayos X para exponer a rayos X un objeto, de modo que se puedan obtener imágenes del objeto durante la exposición;

30 b) un dispositivo (2101) para obtención de imágenes por rayos X, adecuado para producir múltiples fotogramas de imagen irradiados durante al menos parte de la exposición;

35 c) un manipulador (2105) para desplazar el dispositivo de obtención de imágenes y la fuente de rayos X a lo largo de una trayectoria entre posiciones plurales correspondientes a fotogramas plurales de imagen irradiados durante la exposición, permitiendo el manipulador el movimiento de la fuente de rayos X y del dispositivo para obtención de imágenes mediante traslación selectiva y rotación selectiva en torno a al menos un eje de rotación (2106) situado entre un punto focal de la fuente de rayos X y el dispositivo para obtención de imágenes por rayos X; y cualquiera o ambos de los siguientes

d) manipulador adicional (2103) para trasladar o girar el dispositivo de obtención de imágenes durante al menos parte de la exposición, con respecto al eje de rotación del sistema

40 e) manipulador adicional (2104) para trasladar o girar la fuente de rayos X durante al menos parte de la exposición, con respecto al eje de rotación del sistema

El movimiento del dispositivo de obtención de imágenes y el de la fuente de rayos X deben estar sincronizados, de manera que el haz de rayos X que proviene de la fuente de rayos X sea capturado por el dispositivo para obtención de imágenes.

45 El manipulador para mover la fuente de rayos X puede incluir traslación y rotación de la fuente de rayos X, traslación y rotación del colimador o bien traslación y rotación de cualquiera de los componentes que hagan trasladarse al haz de rayos X.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema extraoral para obtención de imágenes dentales por rayos X, para obtener una imagen de TC parcial o 3D parcial de una región de interés de un objeto, comprendiendo el sistema:
- 5 a) una fuente (2102) de rayos X para exponer a rayos X un objeto, de modo que se puedan obtener imágenes del objeto durante la exposición,
- b) un dispositivo (2101) para obtención de imágenes por rayos X adecuado para producir múltiples fotogramas de imagen irradiados durante al menos parte de la exposición;
- 10 c) un manipulador (2105) para mover el dispositivo de obtención de imágenes y la fuente de rayos X a lo largo de una trayectoria entre posiciones plurales correspondientes a fotogramas plurales de imagen irradiados durante la exposición, permitiendo el manipulador el movimiento tanto de la fuente de rayos X como del dispositivo de obtención de imágenes por traslación selectiva y rotación selectiva en torno a al menos un eje (2106) de rotación situado entre un punto focal de la fuente de rayos X y el dispositivo para obtención de imágenes por rayos X;
- caracterizado por que comprende adicionalmente
- 15 d) un manipulador adicional (2103) para trasladar o girar el dispositivo de obtención de imágenes durante al menos parte de la exposición con respecto al eje de rotación, y
- e) un manipulador adicional (2104) para trasladar o girar la fuente de rayos X durante al menos parte de la exposición con respecto al eje de rotación.
- 20 2. El sistema según la reivindicación 1, caracterizado por que los manipuladores adicionales están configurados para crear un eje (2025) de rotación virtual, adaptado para moverse a lo largo de una curva (2026) durante dicha exposición.
3. El sistema según la reivindicación 2, caracterizado por que dicho al menos un eje (2106) de rotación es fijo.
4. El sistema según la reivindicación 1, caracterizado por que los movimientos del dispositivo para obtención de imágenes y de la fuente de rayos X están adaptados para estar sincronizados de manera que el haz de rayos X que
- 25 proviene de la fuente de rayos X es capturado por el dispositivo para obtención de imágenes.

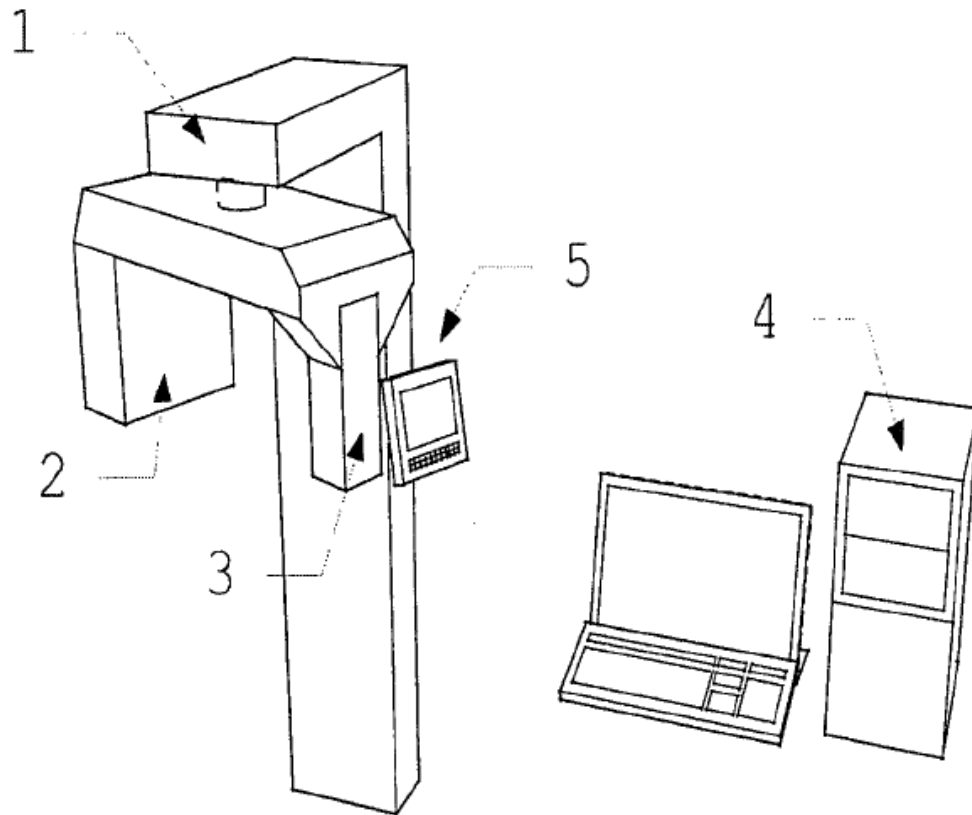


Figura 1a
Técnica anterior

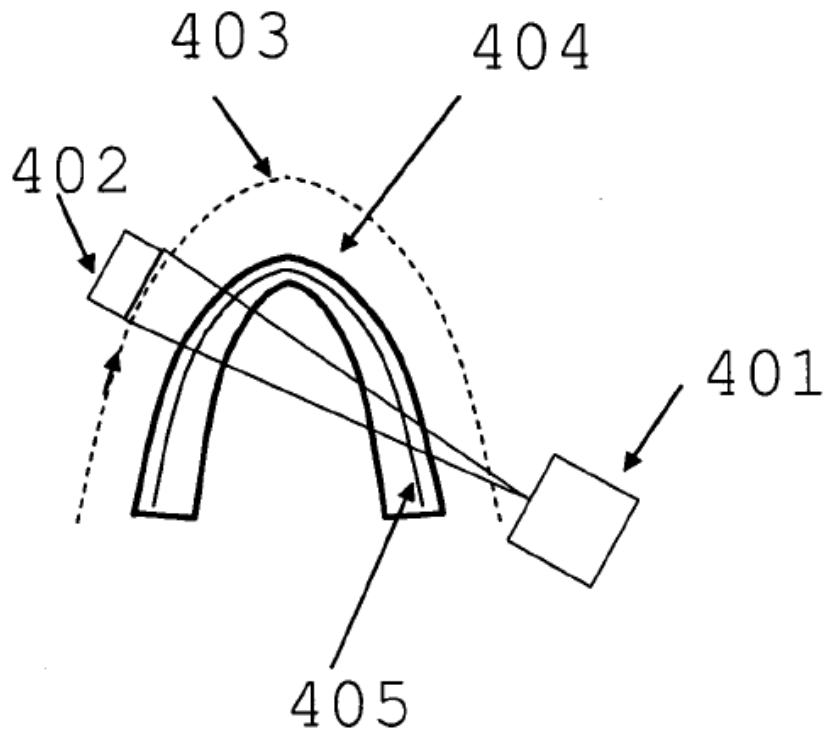


Figura 1b
Técnica anterior

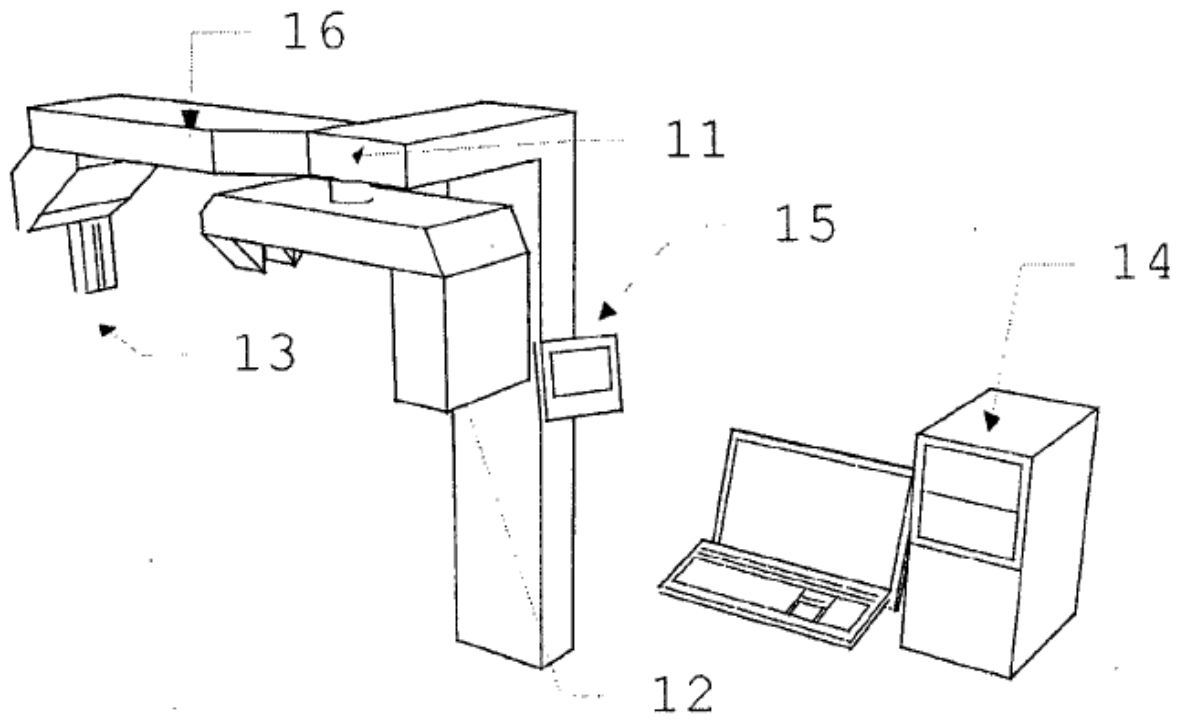


Figura 2a
Técnica anterior

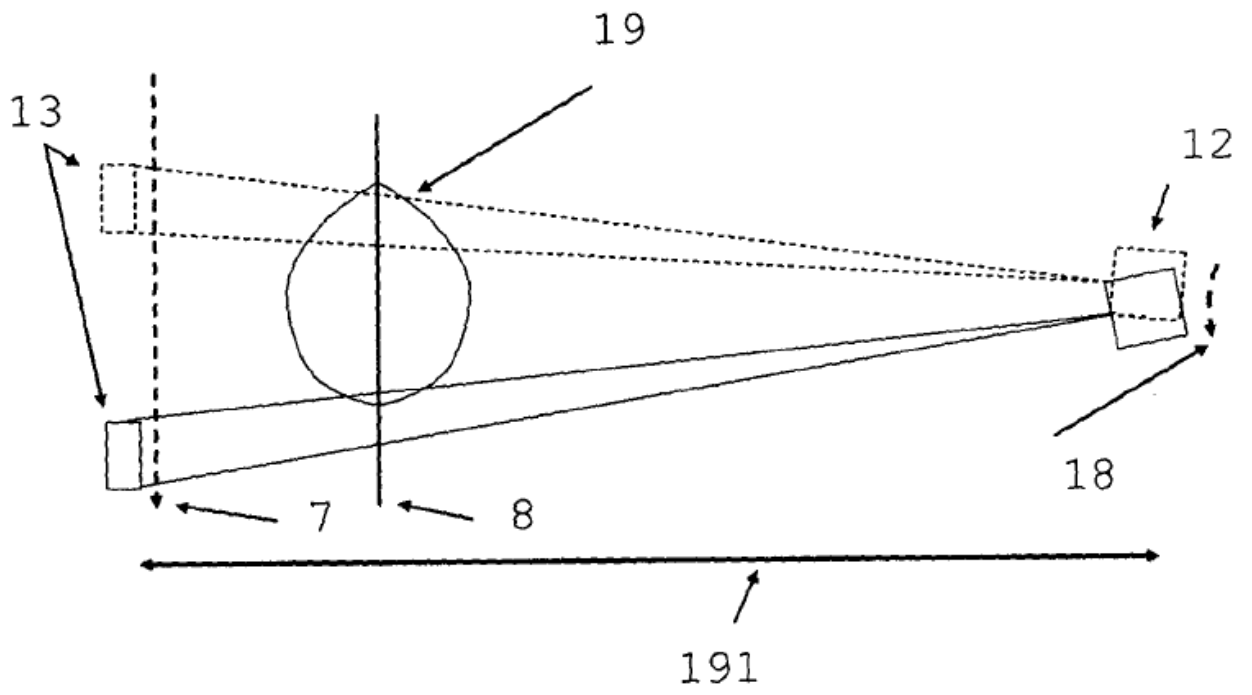


Figura 2b
Técnica anterior

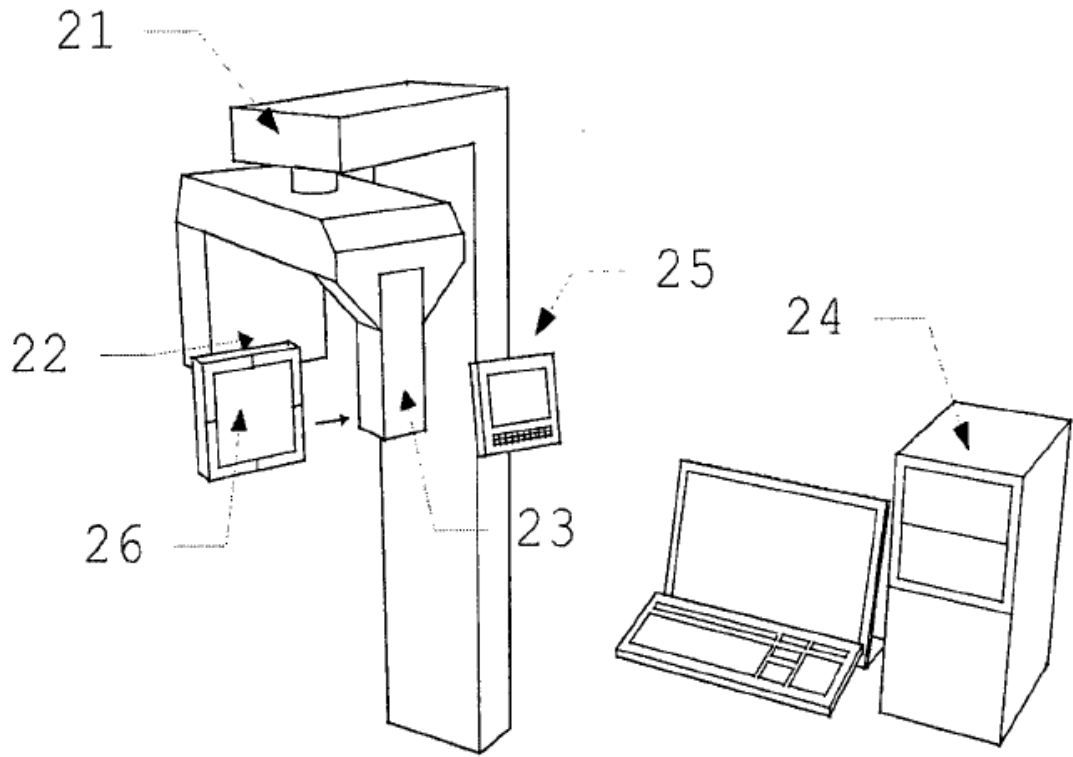


Figura 3a
Técnica anterior

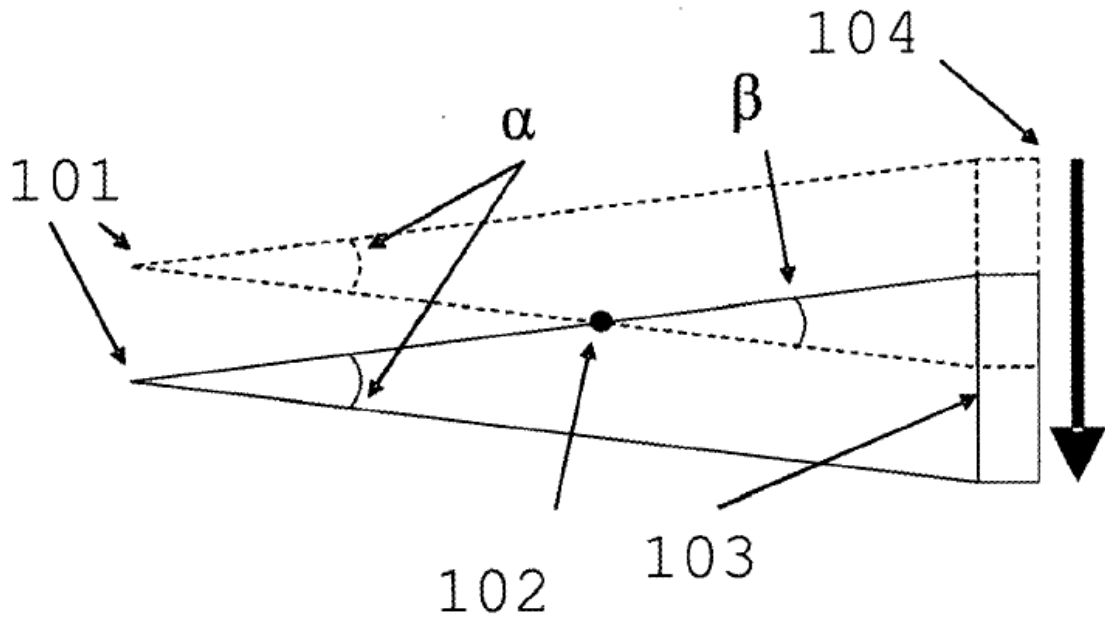


Figura 3b
Técnica anterior

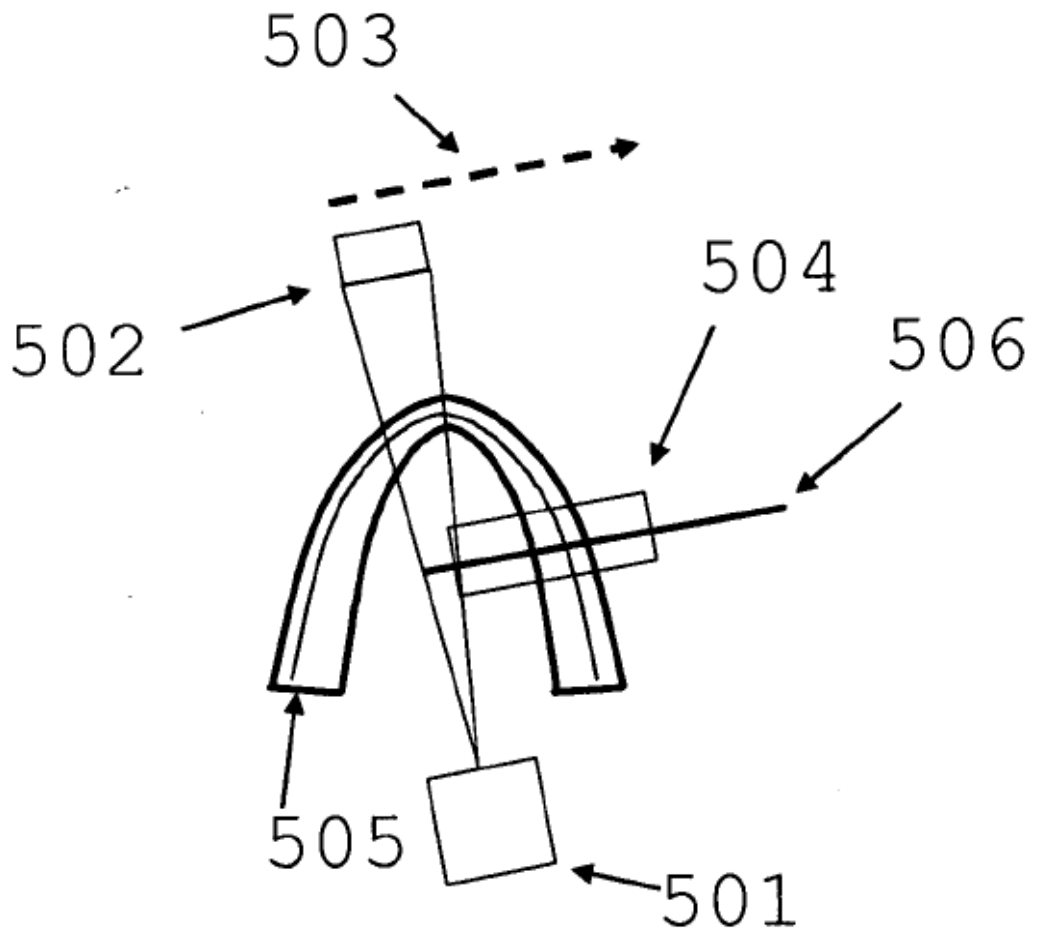


Figura 3c

Técnica anterior

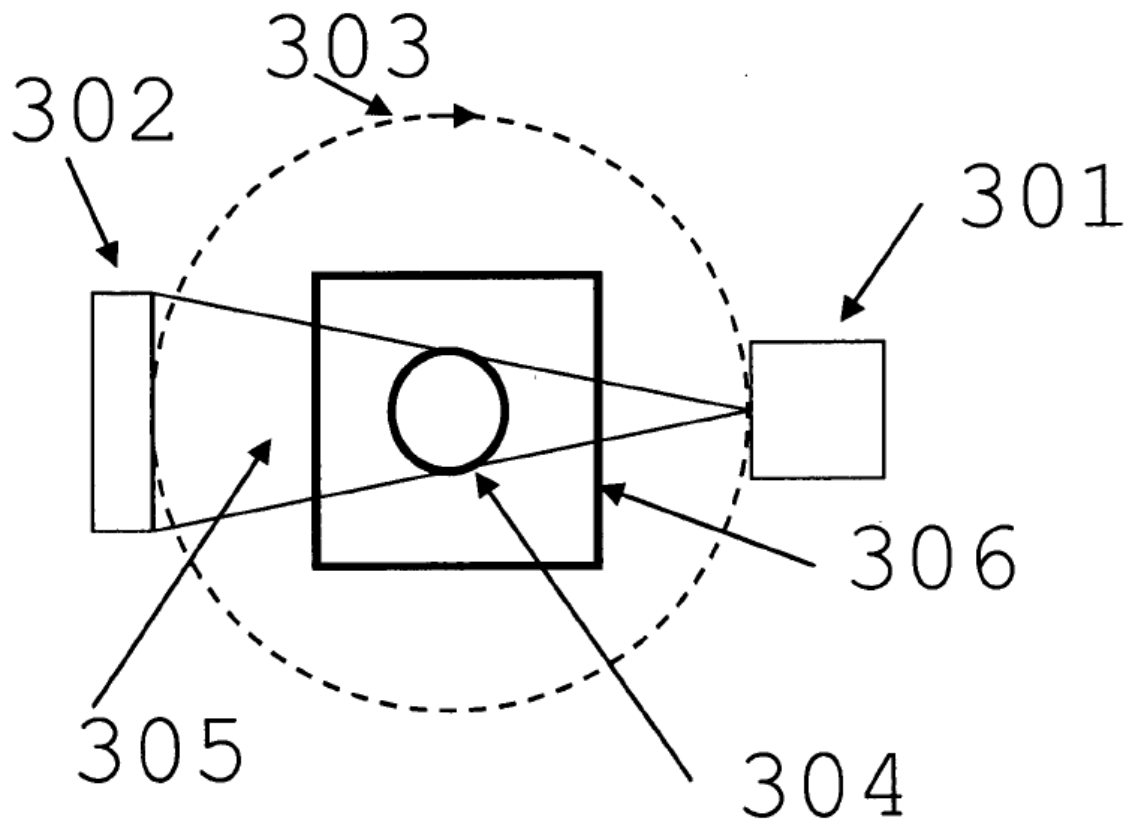


Figura 4
Técnica anterior

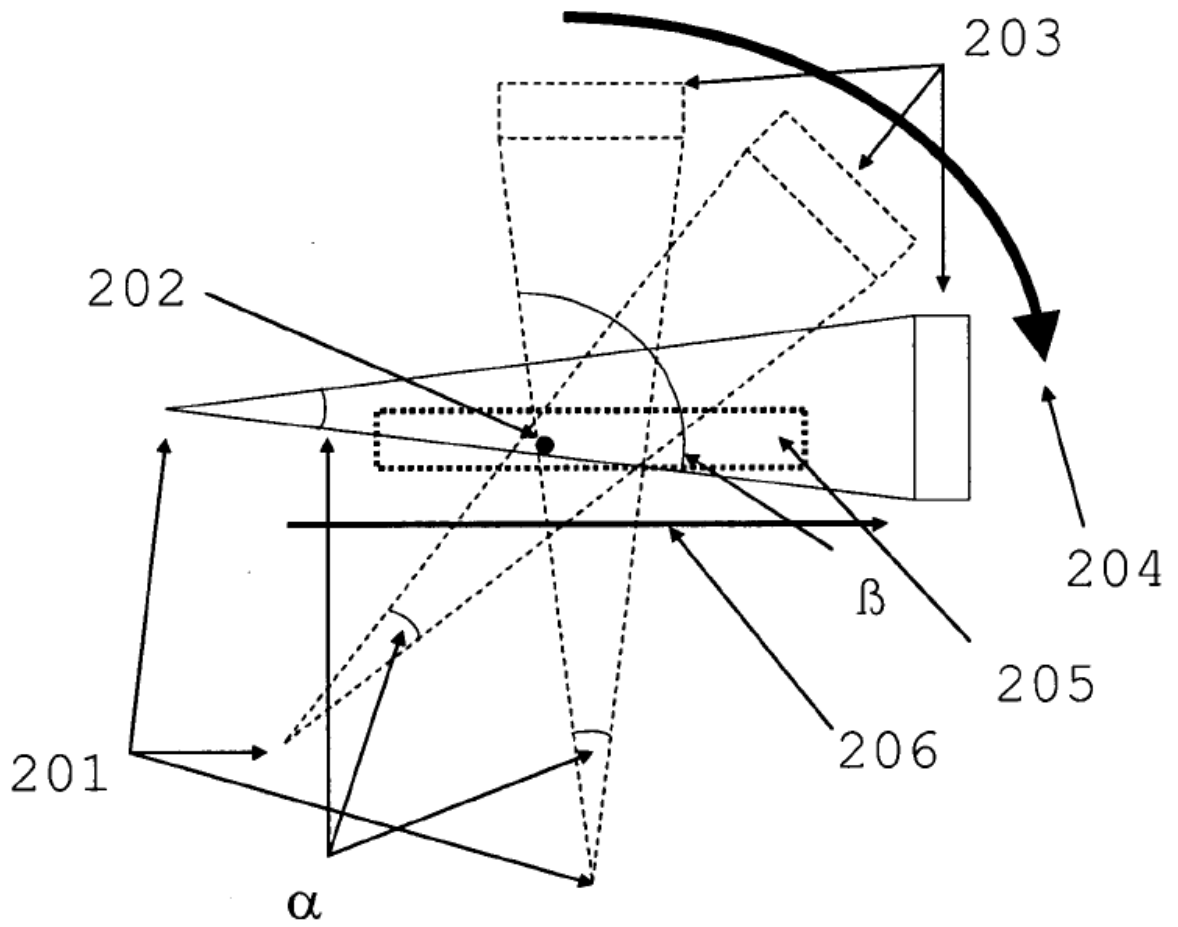


Figura 5

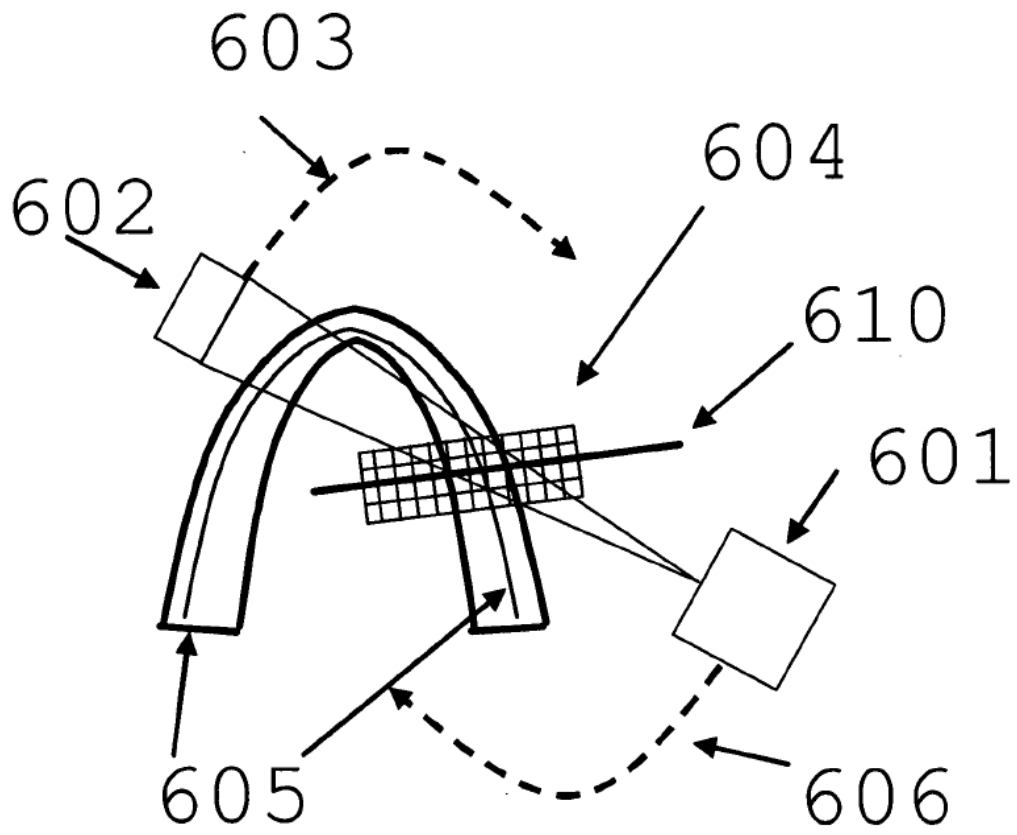


Figura 6a

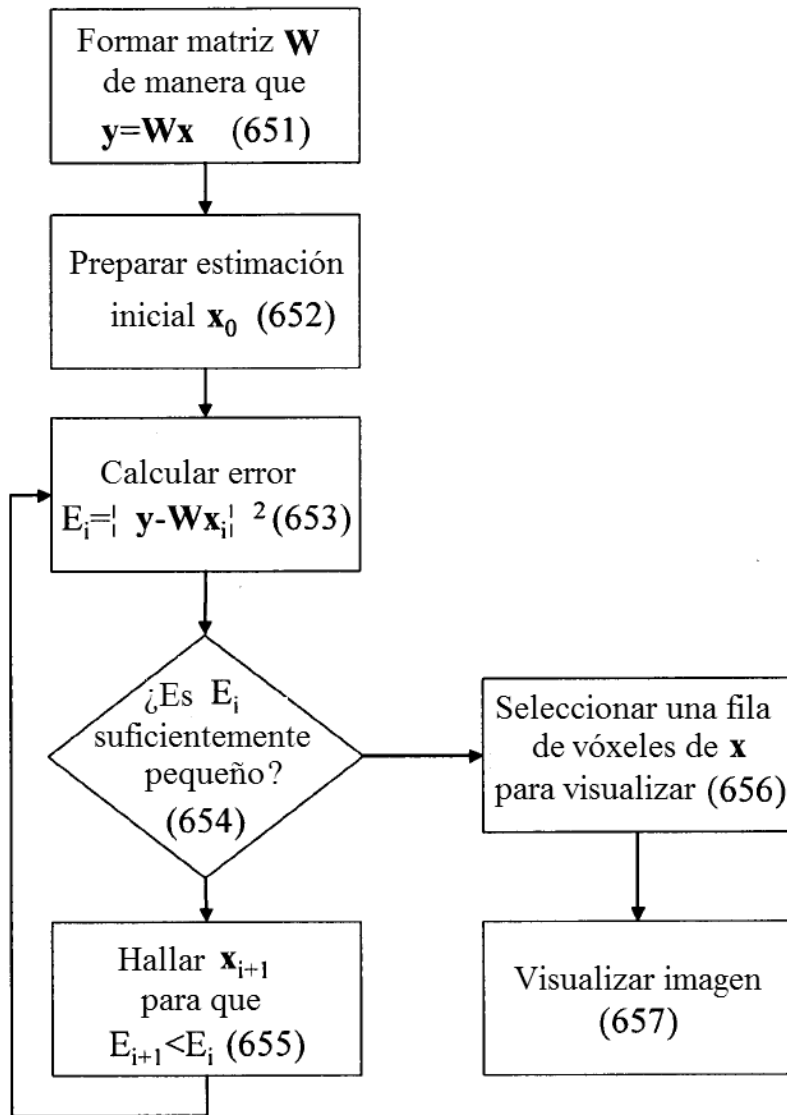


Figura 6b

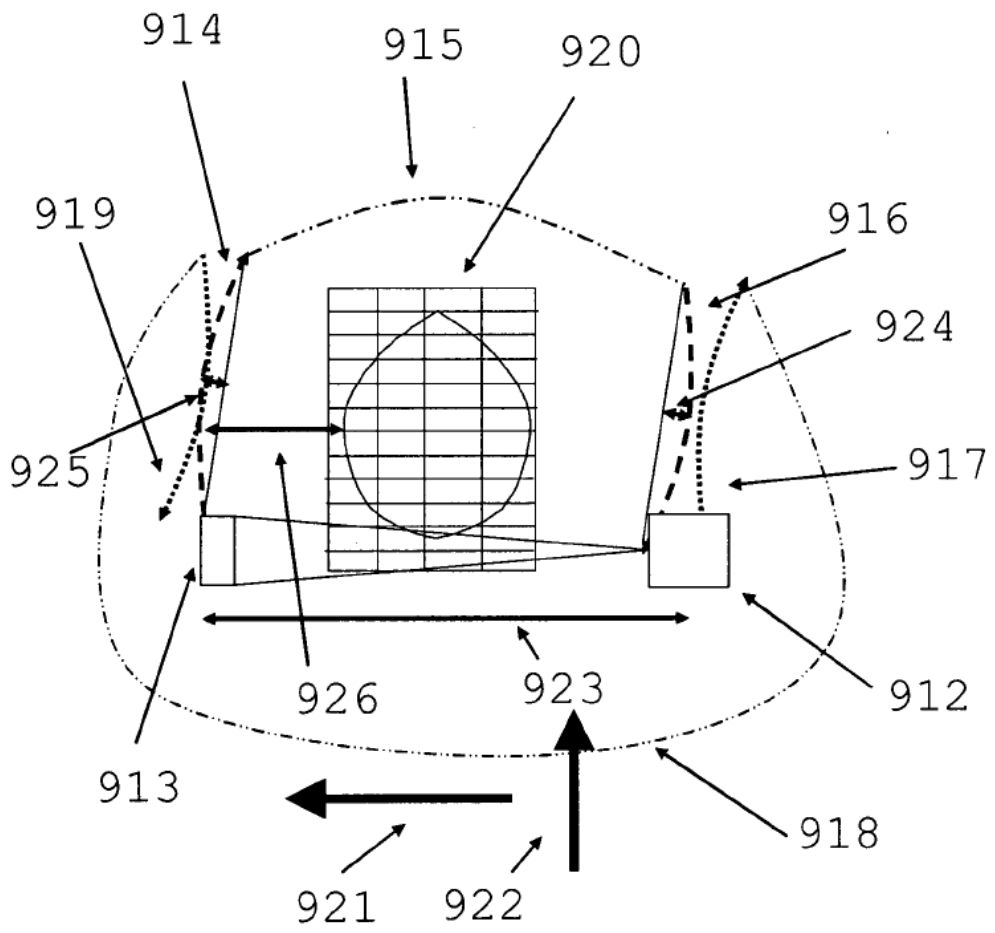


Figura 7

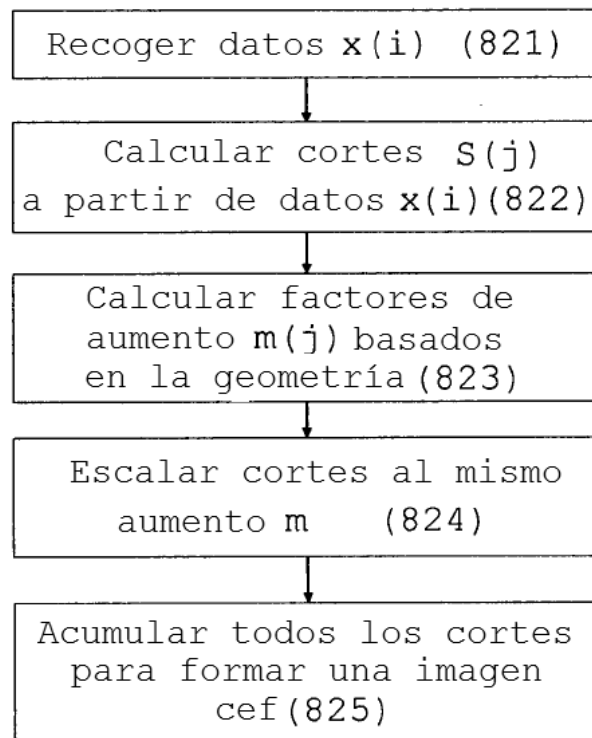


Figura 8a

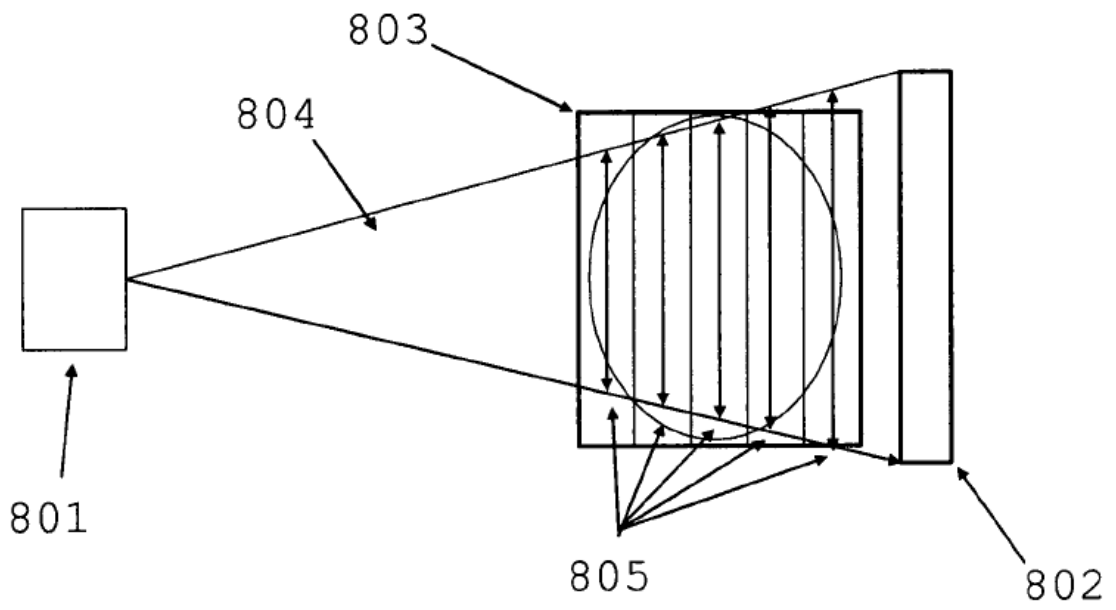


Figura 8b

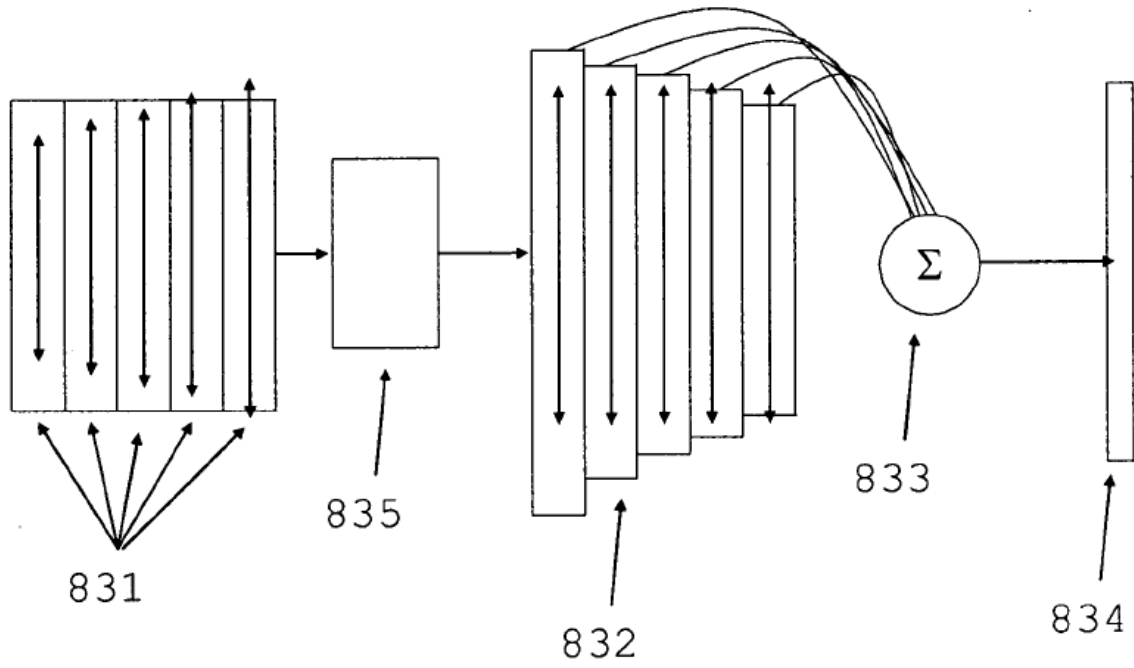


Figura 8c

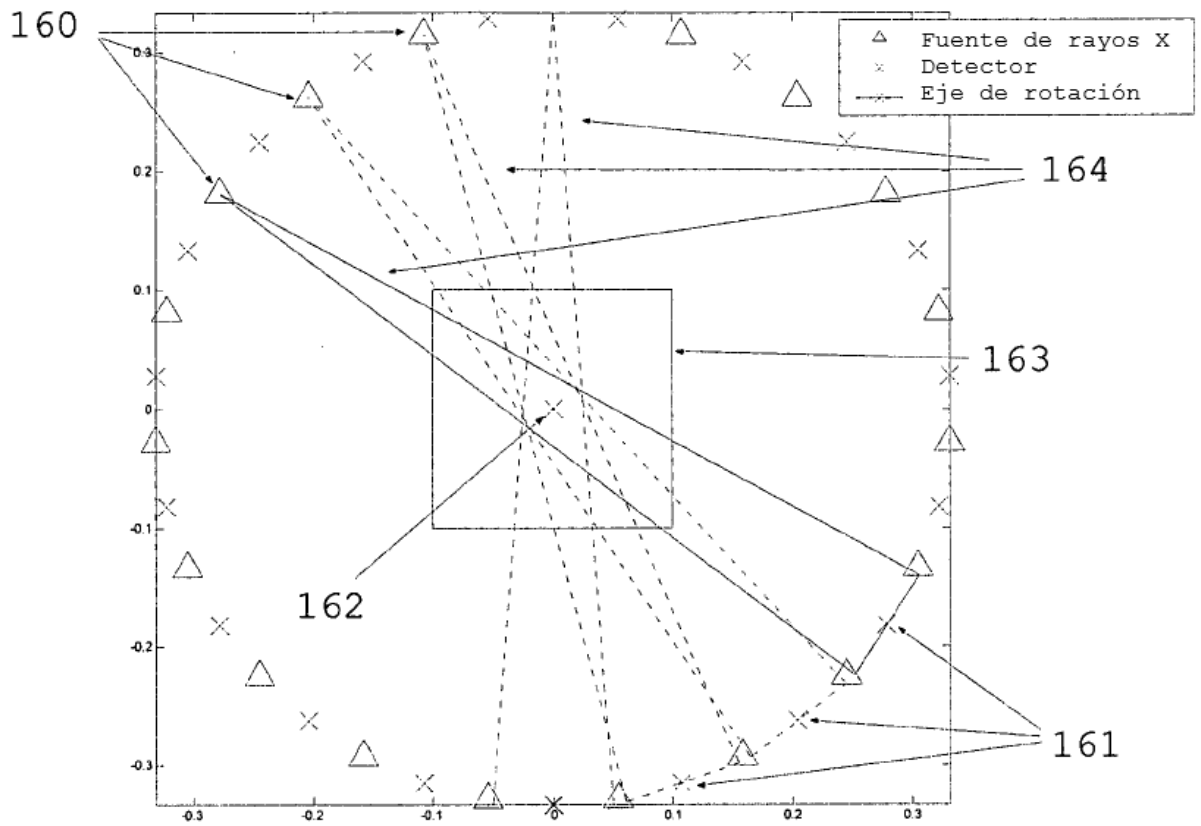


Figura 9a

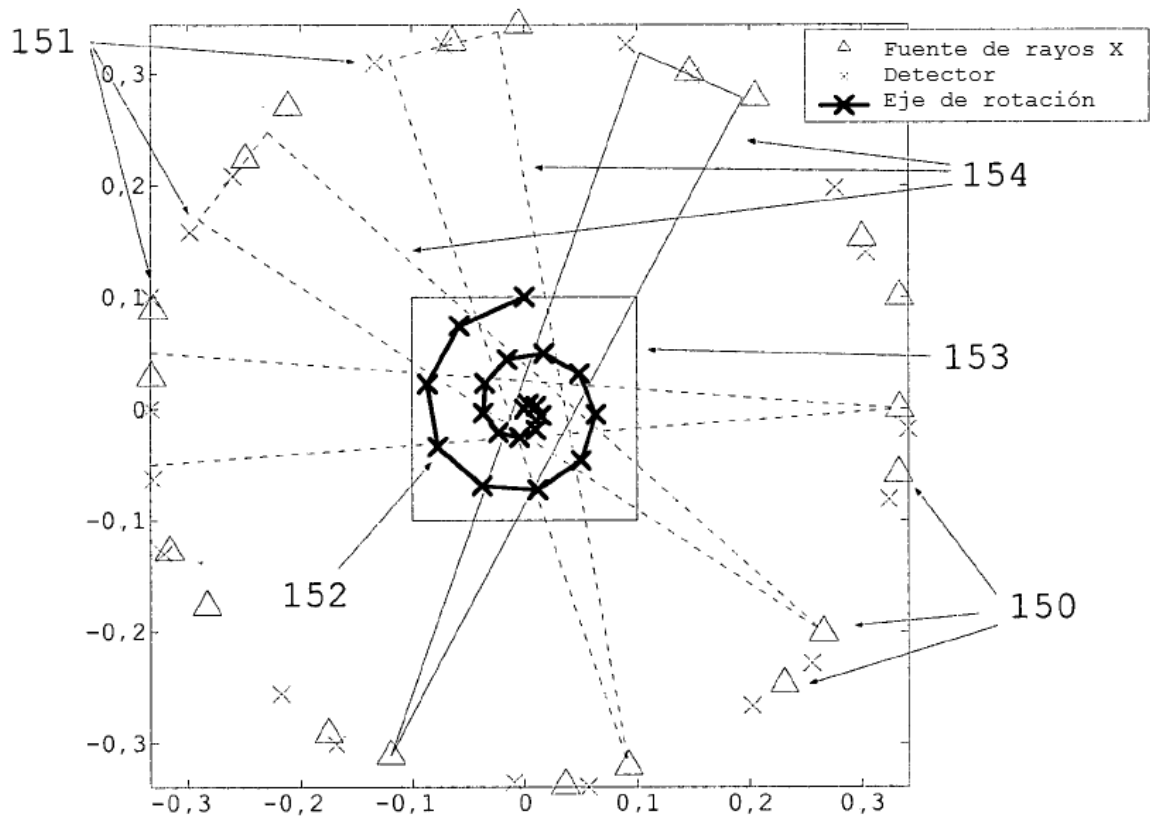


Figura 9b

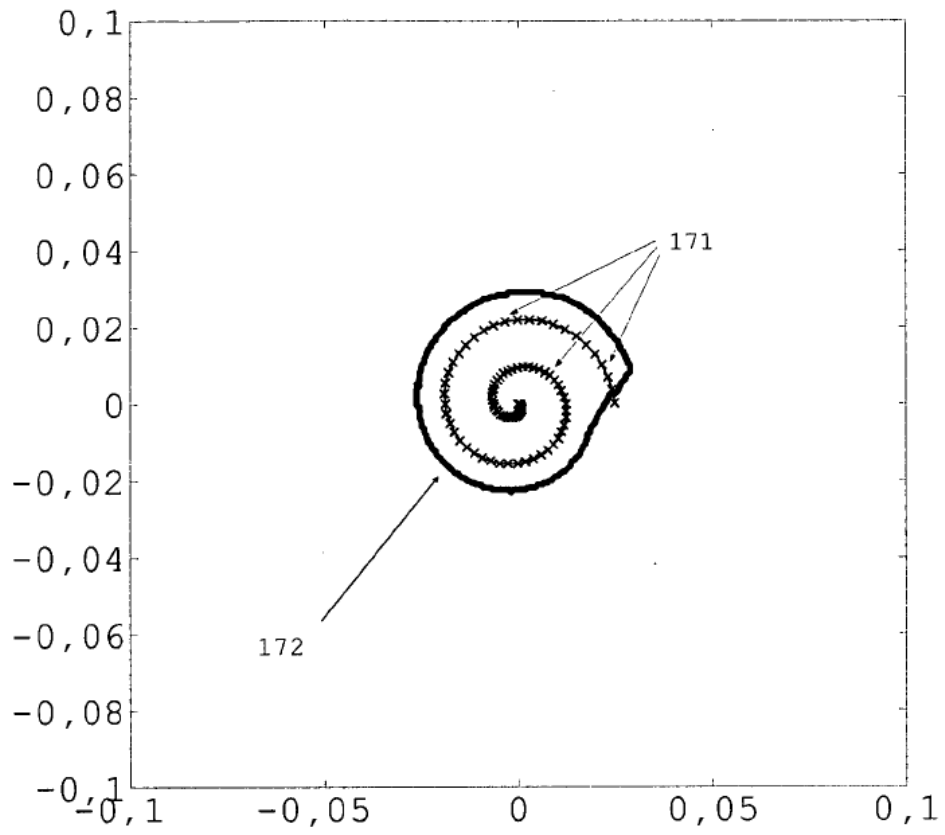


Figura 10a

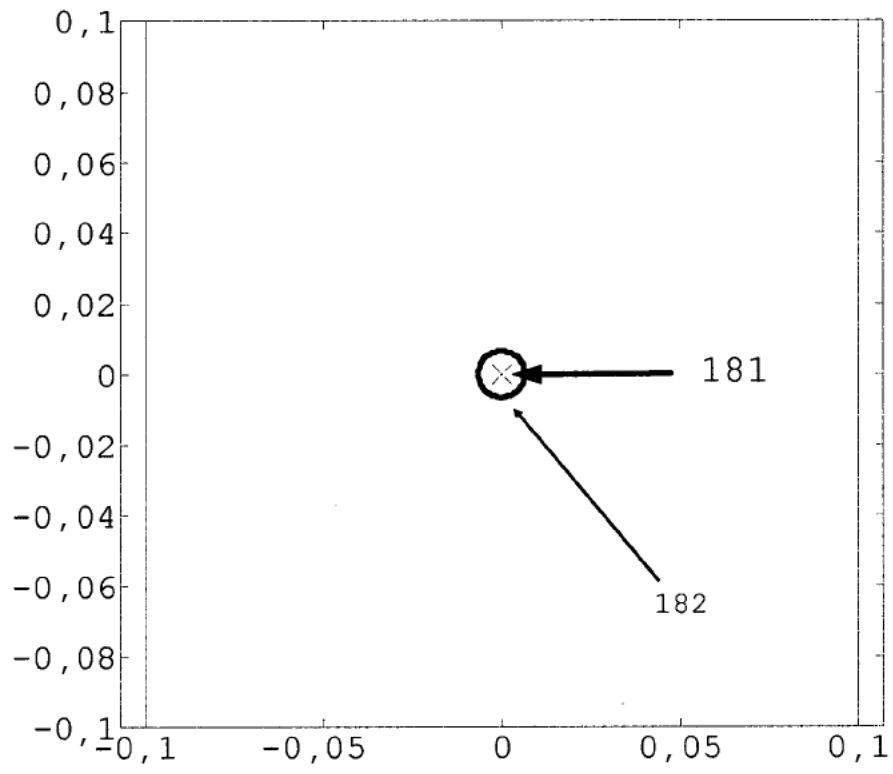


Figura 10b

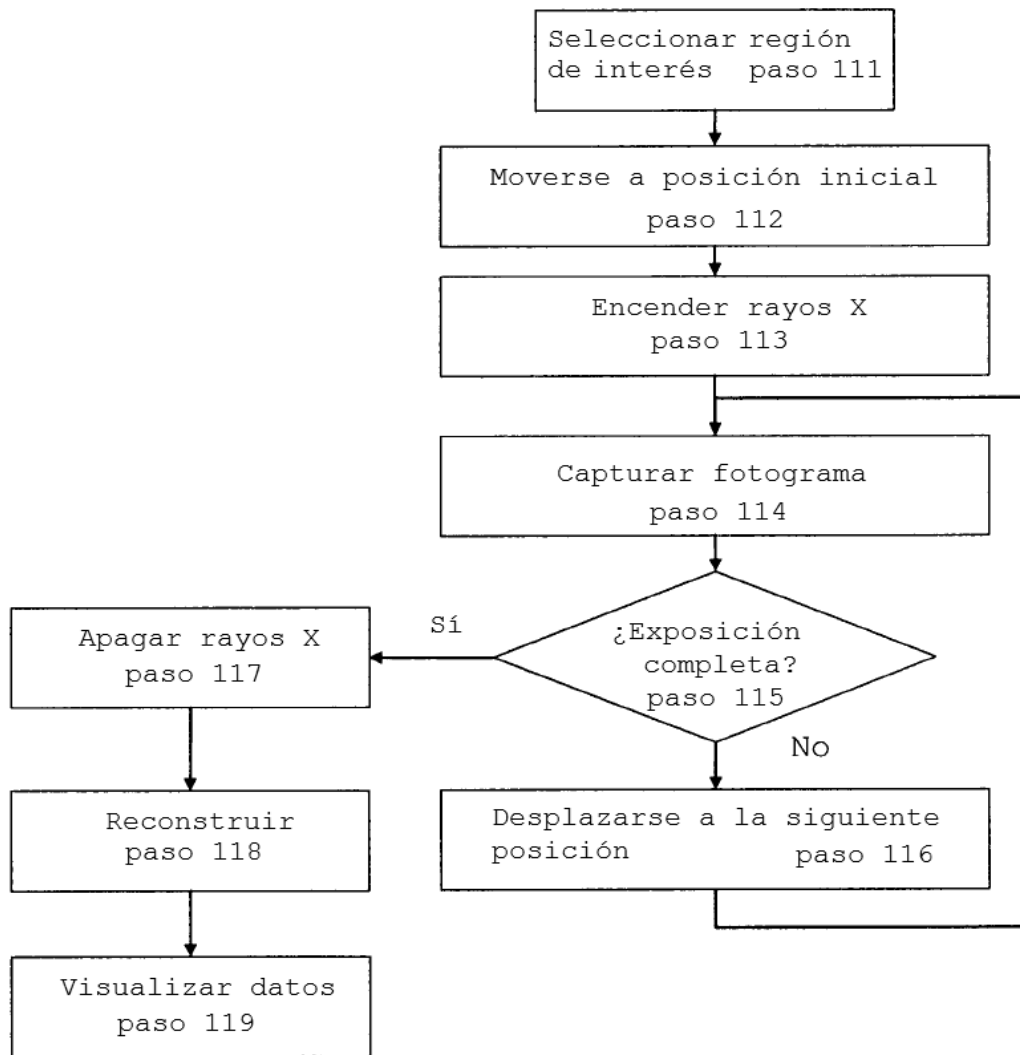


Figura 11a

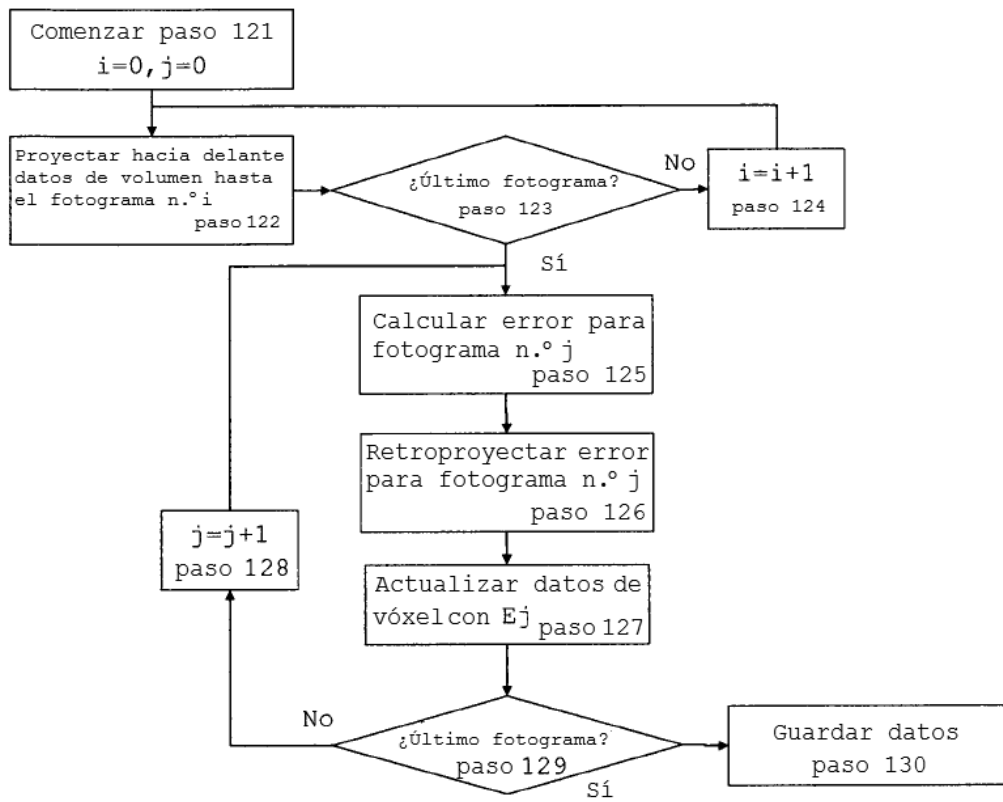


Figura 11b

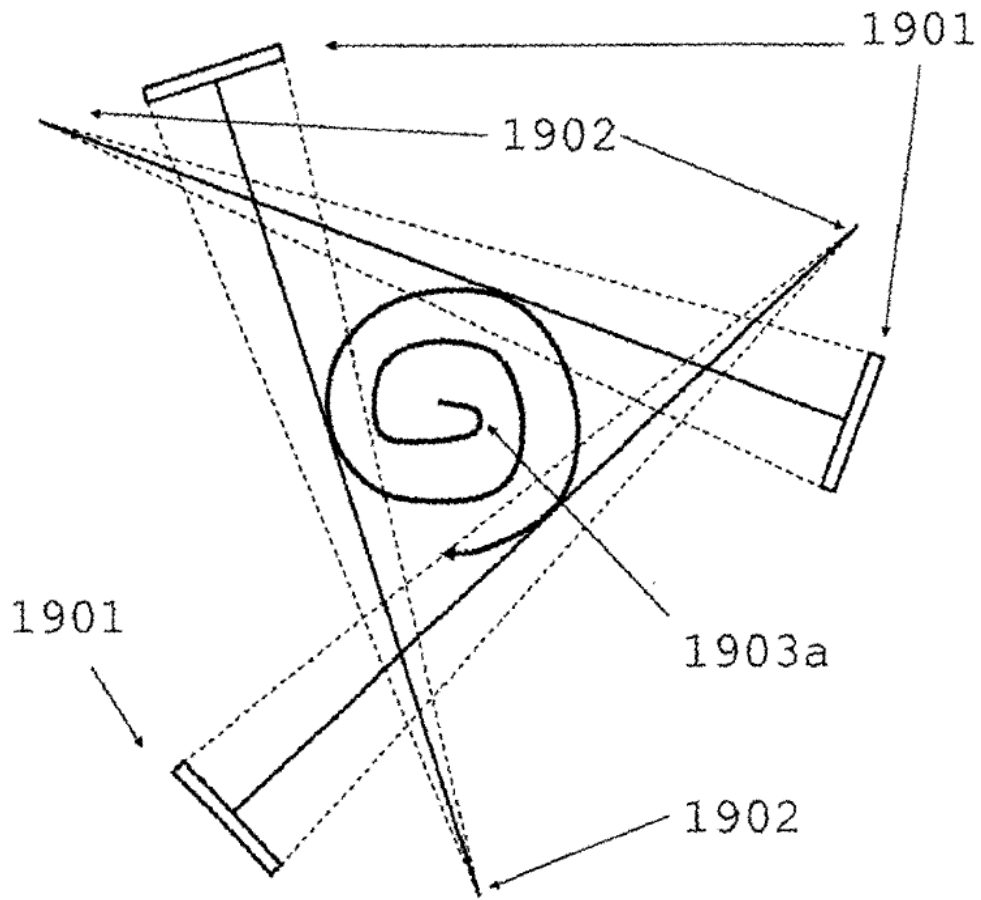


Figura 12a

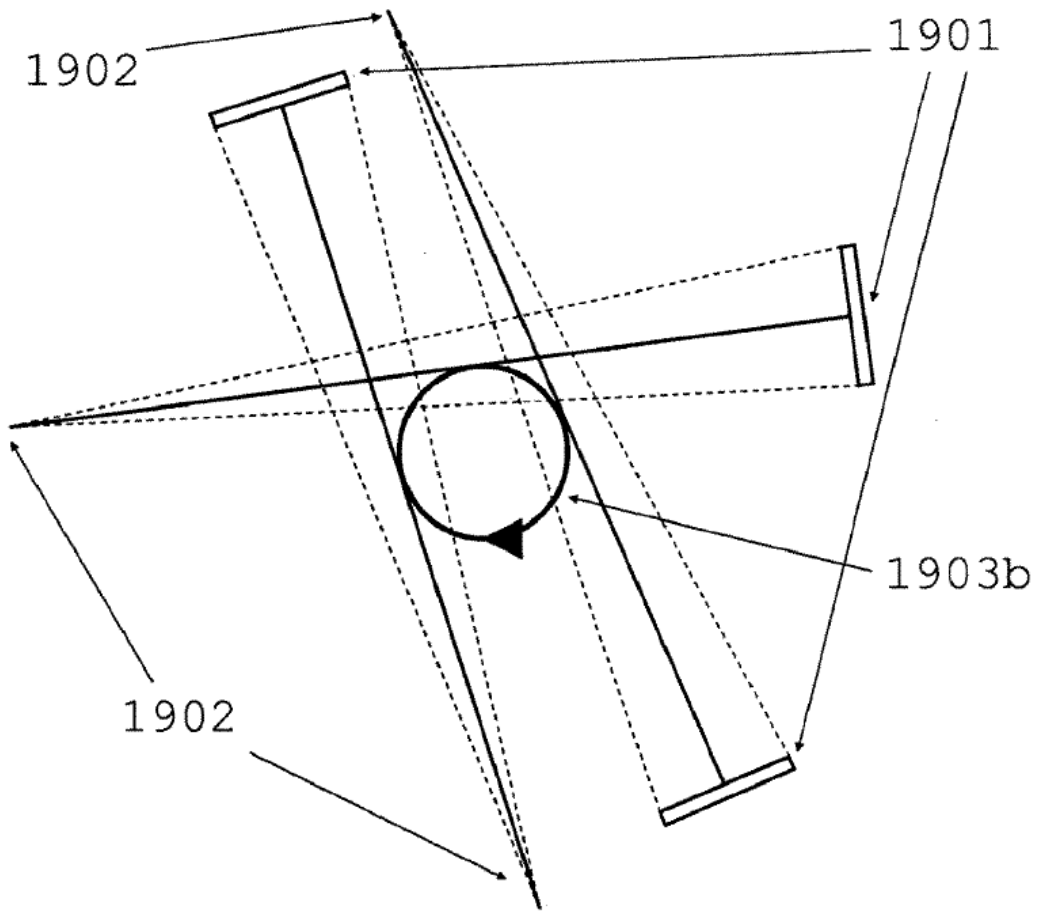


Figura 12b

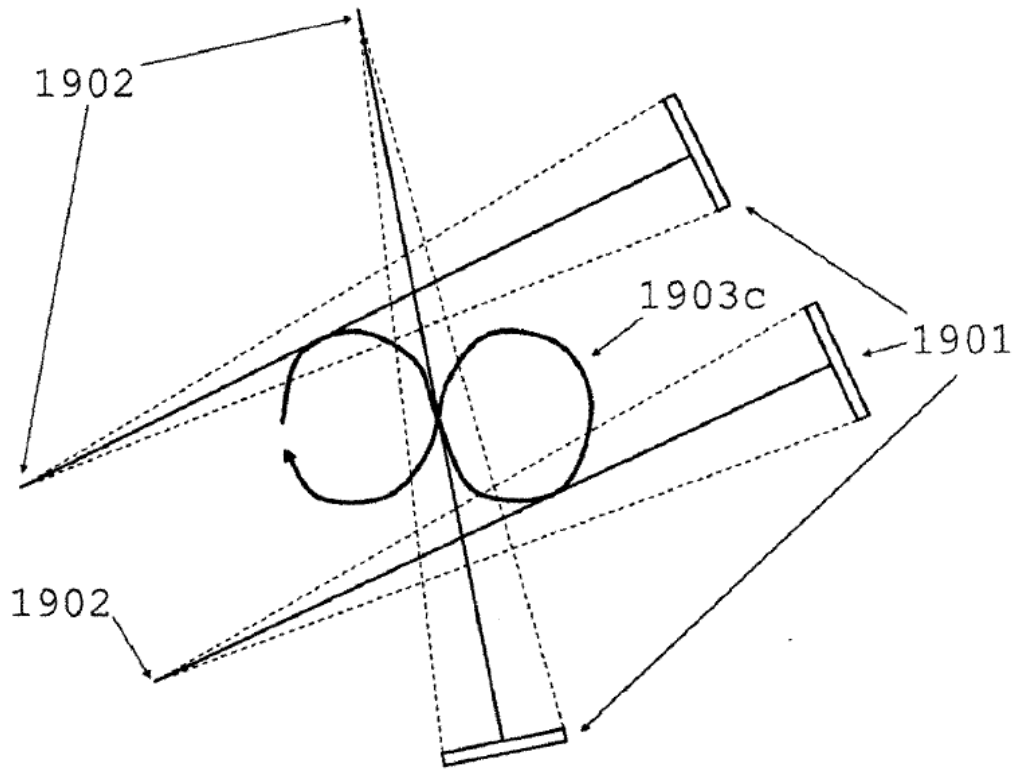


Figura 12c

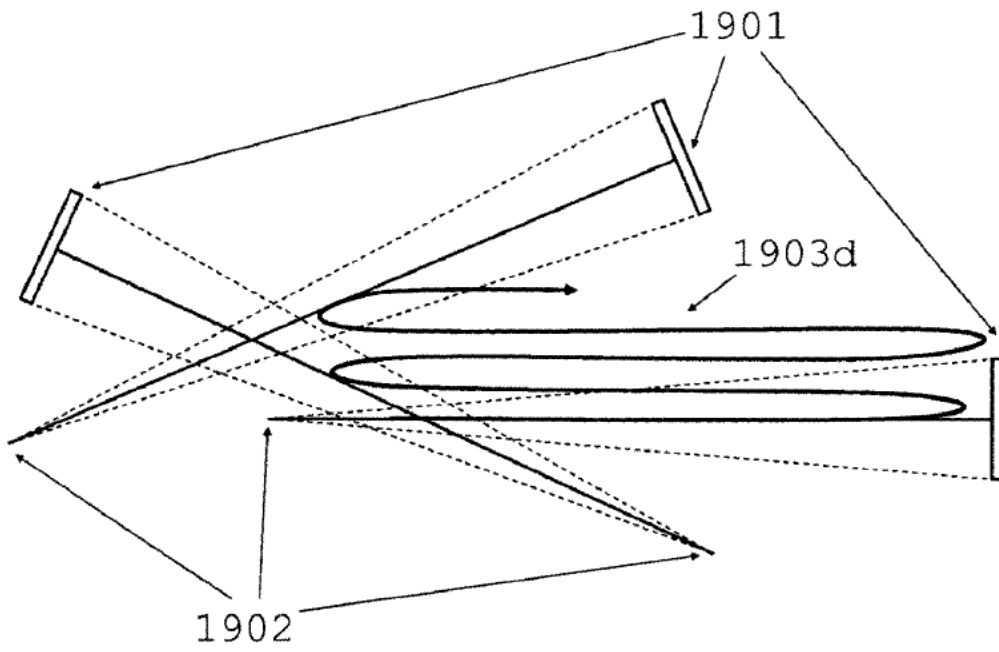


Figura 12d

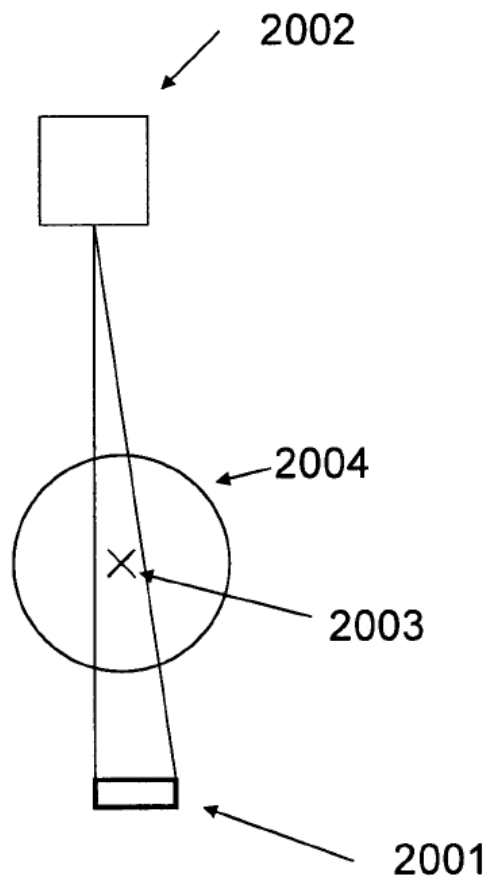


Figura 12e

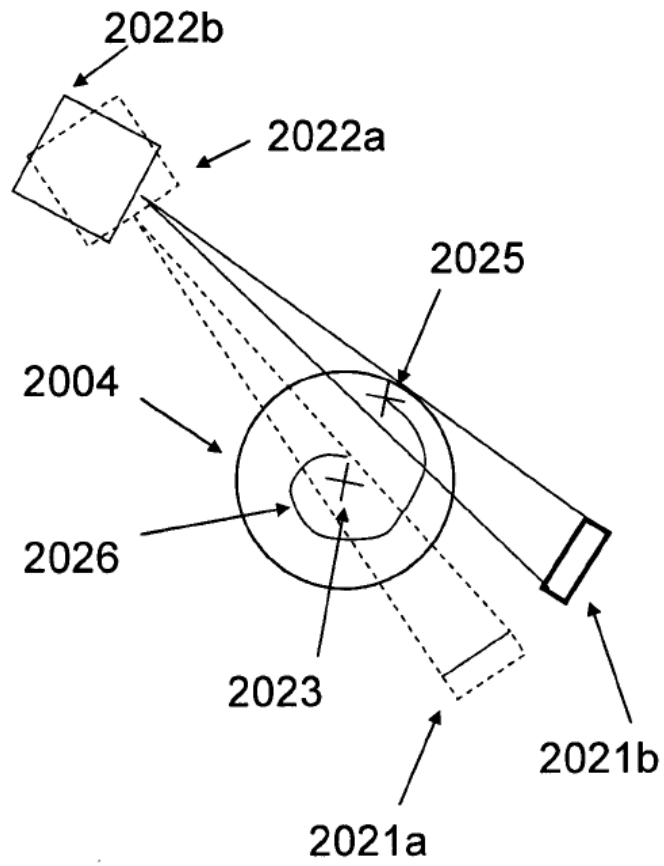


Figura 12f

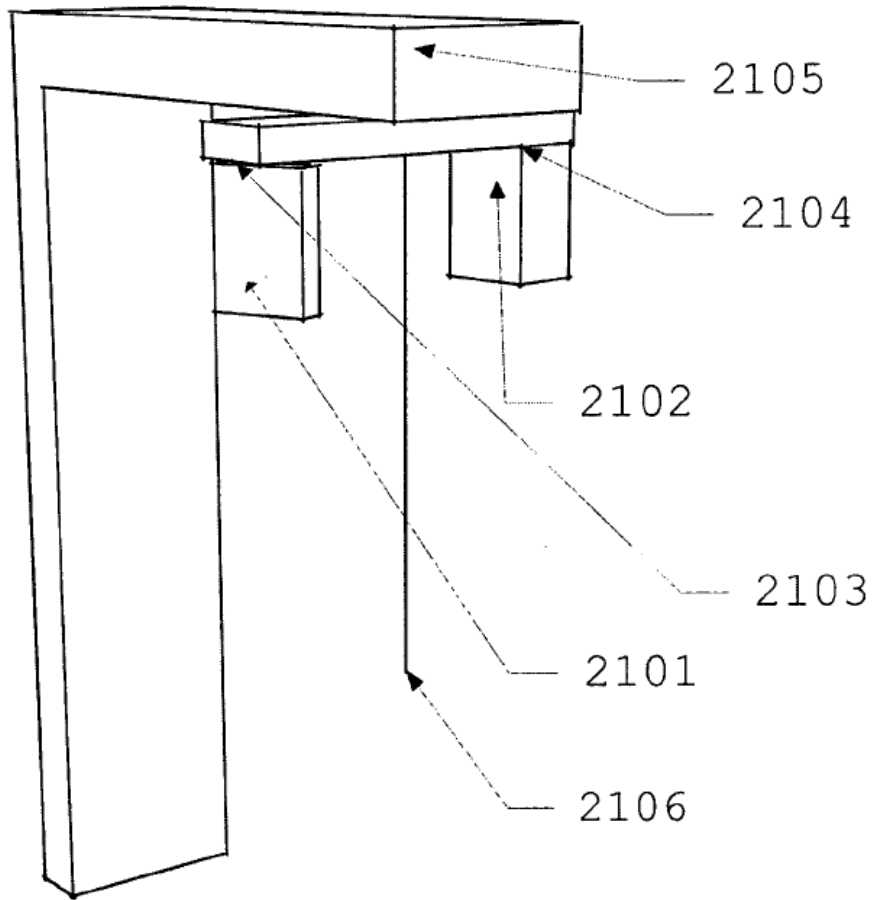


Figura 12g