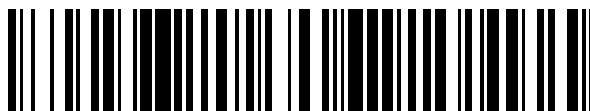


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 670 598**

51 Int. Cl.:

A61B 6/14

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **14.01.2009 E 13156156 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **11.04.2018 EP 2609864**

54 Título: **Sistema y método multifuncional de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral de sensor único**

30 Prioridad:

13.03.2008 US 76039
06.06.2008 US 134578

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

31.05.2018

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

SPARTIOTIS, KONSTANTINOS;
PANTSAR, TUOMAS y
LOHMANN, HENRIK

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 670 598 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

Sistema y método multifuncional de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral de sensor único

Antecedentes de la Invención

5 La presente invención se relaciona con el campo de los sistemas de obtención de imágenes dentales extra orales. Más específicamente la presente invención se relaciona con los sistemas de obtención de imágenes dentales panorámicas por rayos X y con los sistemas de obtención de imágenes dentales por rayos X de Tomografía Computarizada ("CT").

Compendio de la invención

10 Los sistemas de obtención de imágenes dentales extra orales digitales por rayos X se pueden dividir en dos categoría principales. La primera categoría son los sistemas de obtención de imágenes planas que producen un plano, una imagen en dos dimensiones. Esta categoría incluye la obtención de imágenes panorámicas, transversales y cefalométricas. La segunda categoría consiste en los así llamados sistemas de obtención de imágenes volumétricas que producen imágenes en tres dimensiones. Estos son llamados normalmente sistemas de tomografía computada o de Tomografía Computarizada (CT).

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

20 Las imágenes de un dispositivo de obtención de imágenes planas tienen dos tipos de resolución: La resolución espacial de la imagen a lo largo de los dos ejes del dispositivo de obtención de imágenes ("ancho" y "alto" respectivamente) y la resolución en la dirección de profundidad (esto es, perpendicular a la capa de obtención de imágenes del dispositivo de obtención de imágenes).

25 La resolución espacial depende del tamaño del pixel del dispositivo de obtención de imágenes, la función de transferencia de modulación inherente del dispositivo de obtención de imágenes (esto es, la función de desenfoque), la precisión del movimiento mecánico y las características de la fuente de rayos X. Normalmente es posible ver objetos del tamaño del tamaño de un pixel del dispositivo de obtención de imágenes, esto es, un dispositivo de obtención de imágenes de 100 micras de tamaño de píxel puede resolver objetos de 100 micras de ancho.

30 Los sistemas de obtención de imágenes planas por rayos X producen una imagen que tiene el contenido completo del objeto a ser visualizado proyectado en una imagen plana única. Esto significa que todas las características del objeto dentro del campo de visión se ven en la imagen independientemente de la distancia actual al detector. En la mayoría de casos es necesario eliminar el efecto de características u objetos fuera de la región de interés seleccionada. Por ejemplo, en una imagen panorámica, la sombra de la columna vertebral se debería eliminar. La resolución de profundidad significa como de pequeño es el área que tendrá la proyección perfectamente enfocada en la imagen. Otras regiones fuera de este área aparecen difuminadas o desaparecen completamente. La resolución de profundidad principalmente depende de la anchura del detector a lo largo de la dirección de movimiento, la trayectoria de movimiento actual y la resolución espacial del dispositivo de obtención de imágenes. Las diferencias entre resolución espacial y de profundidad dependen casi únicamente del rango angular desde el cual se ve cualquier punto en el objeto a ser visualizado. Cuanto mayor sea el rango angular, mejor será la resolución de profundidad, esto es, se pueden resolver en profundidad los objetos más pequeños. Con lo anterior en mente el detector del sistema extra oral que realiza la obtención de imágenes panorámicas normalmente es largo y con una pequeña anchura pero no produce ninguna captura y no es capaz de hacer cortes transversales. Los sistemas extra orales de doble propósito tienen un segundo sensor que es un panel plano de algún tipo con m/n igual o muy cercano a 1, y donde m es la longitud y n en la anchura del panel plano. La longitud y la anchura de los paneles planos están normalmente en el rango de 5 cm a 20 cm en la mayoría de los sistemas de obtención de imágenes extra orales.

45 Los sistemas de obtención de imágenes por rayos X panorámicos convencionales ("pan"), digitalizados con algún tipo de, normalmente sensor CCD, han existido durante los últimos 15 años. Dichos sistemas de obtención de imágenes por rayos X panorámicos estándar o convencionales, se pueden adaptar para incluir un brazo cefalométrico ("cef") que producirá una proyección lineal del cráneo humano completo. La mayoría de los ortodontistas usan los sistemas panorámicos con o sin el brazo cef, el cual es útil pero normalmente aumentará significativamente el costo para el dentista.

50 Los sistemas pan avanzados, han incluido un segundo sensor, el cual es normalmente un pequeño panel plano. Dicho panel es normalmente un tipo de panel plano de tipo CCD con dimensiones de entre 10 cm**2 hasta 30 cm**2 (normalmente). Por ejemplo, dicho sistema se describe en el documento US2006/0233301 A1, con dos sensores lado a lado. El primer sensor es un sensor panorámico y el segundo es un panel plano. Cuando el panel plano se usa con un perfil de movimiento de CT lo cual implica principalmente una rotación de al menos 180 grados, se produce una imagen 3D volumétrica. El segundo sensor se puede usar también para producir imágenes de cortes transversales, esto es, imágenes que están aproximadamente en ángulo recto con respecto a la capa panorámica

con movimiento sustancialmente lineal. Varios de estos sistemas, con sensor dual, están disponibles en el mercado hoy en día. La suma de un segundo sensor hace al sistema mucho más caro para los doctores. Además el brazo cef es aún necesario para un doctor que quiera tener una imagen cef. Por lo tanto un sistema completo requeriría un primer sensor para hacer una imagen panorámica, un segundo sensor / panel plano para hacer los cortes transversales y/o las imágenes 3D y un brazo cef, donde se acoplaría el sensor panorámico con un encaje a presión en estos casos en los que es necesaria una imagen cef. El documento US2009/022270 describe un sensor de imágenes por rayos X y un aparato que obtiene imágenes por rayos X según el preámbulo de la reivindicación 1.

Más allá de los sistemas pan avanzados, existen los muy caros sistemas de CT dentales, con paneles planos de grandes superficies. Los paneles planos son cuadrados y tienen áreas activas de más de 100 cm². Dichos sistemas tienen un coste para el doctor que está normalmente en el rango de 100kUSD – 200kUSD. Por lo tanto el precio es prohibitivo para la mayoría de los médicos privados. Dichos sistemas se usan actualmente por implantólogos y grandes clínicas. Además los sistemas de CT dentales tienen la capacidad de producir todas las imágenes panorámicas y cortes transversales y volúmenes 3D, pero la calidad de la imagen panorámica estándar o básica es mucho peor que la calidad de una imagen panorámica producida con un sistema pan digital estándar cinco veces más barato. Por lo que el doctor que quiere tener cortes transversales, imágenes 3D pero también imágenes pan de excelente calidad todavía tendría que comprar el sistema de CT dental enormemente caro y aún un sistema pan. La razón por la que los sistemas de CT dentales no hacen imágenes pan de buena calidad es que los paneles planos usados son de gran superficie con una baja tasa de velocidad de capturas la cual no supera los 30 fps. Con esa baja velocidad, el sistema de CT no es capaz de hacer un exposición pan estándar y las imágenes salen borrosas.

Por lo tanto hay un problema a resolver, concretamente el de un sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral que pueda proporcionar al menos dos funciones diferentes, con una estructura más simple y menos costosa.

Se propuso una solución en la solicitud US 11/277.530 asignada al cesionario de la invención actual. De acuerdo con el documento 11/277.530 se proporciona un sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra donde con una exposición de perfil panorámico única el sistema proporciona una imagen panorámica estándar, varias capas panorámicas no estándar, cortes transversales e incluso imágenes en 3D de volúmenes limitados. Dicho sistema obviamente es único ya que proporciona la mayoría de las imágenes dentales necesaria con un único sensor y un perfil de exposición único, concretamente el perfil panorámico. Sin embargo los inventores de la invención actual se han dado cuenta de que en la práctica el perfil panorámico se diseña específicamente para que la fuente de rayos X y el dispositivo de obtención de imágenes se mueva a lo largo de un camino de una manera que produce imágenes panorámicas óptimas, pero cortes transversales sub óptimas o muy borrosas o incluso inutilizables (para la capa panorámica) e incluso imágenes 3D peores. Además el documento 11/277.530 permanece en silencio sobre el problema de proporcionar una imagen de tipo cef, concretamente una proyección lineal del cráneo humano o parte del cráneo humano.

Compendio de la invención

En el contexto de la invención, un perfil de exposición es un camino o una trayectoria a lo largo de la cual el ensamblaje de la fuente de rayos X y de obtención de imágenes se mueven para exponer a la radiación parte o toda la cabeza humana, incluyendo la mandíbula y los dientes. Un perfil de exposición no necesita emitir rayos X continuamente en el sentido de que la cabeza humana puede estar expuesta solamente durante parte del perfil. El tubo de rayos X puede ser de tipo AC o DC y los rayos X pueden incluso emitirse de manera pulsada. La fuente de rayos X y el dispositivo de obtención de imágenes se pueden acoplar en una geometría fija el uno al otro o en casos raros la geometría puede variar con partes mecánicas móviles.

De acuerdo con un aspecto de la invención actual, existe un sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral que comprende una fuente de rayos X que expone rayos X a un objeto a visualizar; un dispositivo de rayos X adecuado para producir múltiples capturas durante al menos parte de la exposición, el dispositivo de obtención de imágenes por rayos X tiene un área activa con una dimensión larga m y una dimensión corta n con $m/n \geq 1,5$ (uno coma cinco), un manipulador para mover el dispositivo de obtención de imágenes a lo largo del camino entre capturas radiadas consecutivas durante la exposición, permitiendo el manipulador el movimiento de la fuente de rayos X y del dispositivo de obtención de imágenes por medio de la traslación selectiva y la rotación selectiva sobre al menos un eje rotacional ubicado entre un punto focal de la fuente de rayos X y el dispositivo de obtención de imágenes por rayos X; teniendo dicho sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral un programa de perfil de exposición para producir una proyección sustancialmente lineal de al menos parte de dicho objeto a visualizar comprendiendo dicho perfil al menos dos secciones sustancialmente lineales. La proyección lineal es preferiblemente una imagen cefalométrica del cráneo humano.

Según la invención actual, para alcanzar una imagen de proyección panorámica así como una imagen de proyección cefalométrica con un único sensor y sin el uso de un brazo cef, la distancia del punto focal de la fuente de rayos X hasta el dispositivo de obtención de imágenes es menor que 1,5 m (un metro y medio) y preferiblemente menor que 0,7 m (70 centímetros), y la distancia del dispositivo de obtención de imágenes a la cara más cercana del objeto/cráneo a visualizar no es mayor de 20 cm y preferiblemente no mayor de 10 cm.

- La invención se define por el sistema de formación de imágenes de la reivindicación independiente 1 y el método de formación de imágenes de la reivindicación independiente 7. Las realizaciones preferidas se definen en las reivindicaciones dependientes. Cualquier ejemplo o realización que no esté dentro del alcance de las reivindicaciones, no forma parte de la invención. La invención actual describe un sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral que es multifuncional que produce al menos una imagen de la capa panorámica, pero también tiene perfiles de exposición que producen cortes transversales, concretamente las imágenes correspondientes a un corte que está en un ángulo con respecto a un volumen de interés de la imagen de la capa panorámica. La actual invención también describe un sistema que puede además o alternativamente producir una proyección cefalométrica lineal del cráneo humano o parte del cráneo humano, pero sin usar el brazo cef tradicional.
- 5
- 10 La fuente de rayos X y el dispositivo de obtención de imágenes se montan preferiblemente ambos en unas estructuras mecánicas con forma de pi, las cuales bajo el control de un manipulador se trasladarán de forma selectiva y rotarán de forma selectiva. Esto se puede lograr por medio por ejemplo de uno o dos motores, un motor que mueve en la dirección x y otro motor que rota. Más preferiblemente el sistema tiene tres motores, dos de los motores proporcionan traslación en las direcciones x, y y el tercer motor rota.
- 15 La combinación de motores y una unidad de control (normalmente una CPU o una EPROM) es referida como el manipulador ya que manipula el movimiento de la fuente de rayos X y/o del dispositivo de obtención de imágenes. El manipulador se puede programar para ejecutar varios perfiles de exposición, lo que significa que diferentes programas corresponden a diferentes perfiles de exposición, y un perfil de exposición es un camino a lo largo del cual la fuente de rayos X y/o el dispositivo de obtención de imágenes se mueven durante una exposición.
- 20 El dispositivo de obtención de imágenes es de tipo lineal, con una dimensión larga m y una dimensión corta n, tales que $m/n \geq 1,5$, y más preferiblemente $m/n \geq 3$ e incluso más preferiblemente $m/n \geq 6$. La elección de que el dispositivo de obtención de imágenes sea rectangular con una forma lineal alargada es muy importante ya que dicho dispositivo de obtención de imágenes (sensor) es capaz de operar a altas tasas de capturas de más de 50 capturas por segundo ("fps"), más preferiblemente a más de 100 fps e incluso más preferiblemente en el rango de 150 fps a
- 25 500 fps. Con un dispositivo de obtención de imágenes alargado, rápido la invención actual produce imágenes panorámicas de muy alta calidad (debido a la alta velocidad), mientras que mantiene un bajo coste. Preferiblemente el dispositivo de obtención de imágenes es un CdTe-CMOS (Teluro de Cadmio - CMOS) o CdZnTe-CMOS (Teluro de Zinc Cadmio). Dicho dispositivo de obtención de imágenes combina una excelente eficiencia de detección y una excelente resolución con alta velocidad.
- 30 Un sistema de obtención de imágenes transversales dentales convencional de la técnica anterior usa un sensor de obtención de imágenes caro y un perfil de movimiento principalmente lineal sin rotación o con muy poca. El sistema de acuerdo con la invención actual usa el dispositivo de obtención de imágenes con salida de capturas en tiempo real rápido, lineal y económico, como se describe anteriormente, y mueve durante la exposición la fuente de rayos X y el dispositivo de obtención de imágenes a lo largo de un camino que es una combinación de traslaciones selectivas y rotaciones selectivas tales que sustancialmente cada punto en el sub volumen de interés se proyecta en el dispositivo de obtención de imágenes por los rayos X desde diferentes ángulos en un rango angular $\beta/\alpha > 2,1$, donde α es el ángulo del dispositivo de obtención de imágenes por rayos X según se ve desde el punto focal de los rayos X. De esta manera las capturas producidas por el dispositivo de obtención de imágenes son utilizadas por un procesador que ejecuta un algoritmo que reconstruye una imagen de un corte que está en ángulo con respecto a la
- 35 40 capa panorámica.
- Alternativamente o además, el dispositivo de obtención de imágenes lineal 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 de obtención de imágenes una mitad del cráneo humano, después mediante una traslación parcial y una rotación parcial se re posiciona con respecto a la otra mitad del cráneo humano y después continúa la exposición para producir una
- 45 segunda exposición lineal sustancial de la segunda mitad del cráneo humano. Después las capturas producidas mediante el dispositivo de obtención de imágenes durante las dos exposiciones sustancialmente lineales se combinan en un procesador que utiliza un algoritmo para producir una proyección lineal sustancialmente completa del cráneo humano, equivalente o igual a una imagen cefalométrica tradicional.
- Las ventajas de la invención actual son muchas:
- 50
- En primer lugar un sistema único con un único sensor económico y lineal se usa para producir varias o diferentes imágenes funcionales que son requeridas por el médico dental.
 - Las imágenes panorámicas así como las imágenes transversales (a la panorámica) y las proyecciones lineales del cráneo son todas de excelente calidad, sin comprometer la una a la otra.
 - El sistema es mucho más compacto que los sistemas panorámicos convencionales de gama alta con un
- 55 brazo cef o que los sistemas de CT dentales.

Aunque el dispositivo de obtención de imágenes preferido en las realizaciones preferidas de la invención actual es un CdTe unido al CMOs o un CdZnTe unido a un conversor directo por CMOS, se pueden usar otras capturas que

producen los dispositivos de obtención de imágenes con $m/n \geq 1,5$ sin salir del alcance de la invención. Por ejemplo se puede acoplar un detector de conversión indirecta de nano fósforo al CMOS o al CCD y ser usado como dispositivo de obtención de imágenes, o también se pueden usar fósforos normales o centelladores. Alternativamente se puede usar CdTe y CdZnTe de crecimiento epitaxial aplicado sobre un CMOS, un CCD o un panel plano. Alternativamente se puede usar un CCD que produce capturas u otros tipos de sensores CMOS o paneles planos.

Aún en otra realización preferida de la invención actual proporcionamos un sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral, para realizar una CT parcial o una imagen en 3D parcial de una región de interés de un objeto:

- 15 a) una fuente de rayos X para exponer un objeto a los rayos X para que el objeto pueda ser visualizado durante la exposición;
- b) un único dispositivo de obtención de imágenes por rayos X adecuado para producir múltiples capturas de la imagen radiada durante al menos parte de la exposición;
- 15 c) un manipulador para mover el dispositivo de obtención de imágenes y la fuente de rayos X a lo largo de un camino entre varias posiciones correspondientes a varias capturas de la imagen radiada durante la exposición,
- 20 permitiendo el manipulador el movimiento de tanto la fuente de rayos X como del dispositivo de obtención de imágenes mediante la traslación selectiva y la rotación selectiva sobre al menos un eje rotacional ubicado entre un punto focal de la fuente de rayos X y el dispositivo de obtención de imágenes por rayos X;
- 20 y
- d) un programa de perfil de exposición para producir una CT parcial o una imagen en 3D para dicha región de interés, caracterizado dicho perfil por que el eje de rotación es movable a lo largo de una trayectoria durante al menos parte de la exposición.

Breve descripción de los dibujos

25 La Figura 1a, es una representación esquemática de un sistema de obtención de imágenes por rayos X panorámico convencional o estándar de acuerdo con la técnica anterior.

La Figura 1b, es una representación esquemática de un programa panorámico estándar correspondiente a un perfil de exposición panorámico estándar, que muestra el camino a lo largo del cual la fuente de rayos X y el dispositivo de obtención de imágenes se mueven de acuerdo con la técnica anterior.

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

La Figura 2b, es una representación esquemática de un programa cef estándar correspondiente a un perfil de exposición cef estándar, que muestra el camino a lo largo del cual la fuente de rayos X y el dispositivo de obtención de imágenes se mueven de acuerdo con la técnica anterior.

35 La Figura 3a, es una representación esquemática de un sistema de obtención de imágenes por rayos X panorámico convencional o estándar o de un sistema de obtención de imágenes por rayos X de CT dental que incluye un segundo sensor o un sensor de panel plano separado de acuerdo con la técnica anterior.

40 La Figura 3b, es una representación esquemática de un programa de panel plano estándar en un sistema de obtención de imágenes dentales extra oral, correspondiente a un perfil de exposición transversal estándar, que muestra el camino lineal a lo largo del cual la fuente de rayos X y el dispositivo de obtención de imágenes de panel plano se mueven de acuerdo con la técnica anterior.

45 La Figura 3c, es una representación esquemática de un programa de panel plano estándar en un sistema de obtención de imágenes dentales extra oral, correspondiente a un perfil de exposición transversal estándar de la técnica anterior, que muestra el camino lineal principal a lo largo del cual la fuente de rayos X y el dispositivo de obtención de imágenes de panel plano se mueven de acuerdo con la técnica anterior.

La Figura 4, es una representación esquemática de un programa de CT dental de panel plano estándar correspondiente a un perfil de exposición de CT dental estándar, que muestra el camino a lo largo del cual la fuente de rayos X y el dispositivo de obtención de imágenes de panel plano se mueven de acuerdo con la técnica anterior.

50 La Figura 5 es una representación esquemática que muestra la relación de los ángulos α y β de acuerdo con la invención actual.

La Figura 6a es una representación esquemática de un programa transversal, correspondiente al perfil de exposición transversal para un volumen de interés para producir una imagen de un corte transversal de acuerdo con la invención actual.

5 La Figura 6b es un diagrama de flujo de un algoritmo usado por un procesador para reconstruir una imagen transversal a partir de las capturas producidas por el dispositivo de obtención de imágenes en un sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral de acuerdo con la invención actual.

La Figura 7 es una representación esquemática del programa de proyección lineal cercana, correspondiente al perfil de exposición lineal para producir una imagen de proyección lineal de al menos parte de un cráneo humano de acuerdo con la invención actual.

10 La Figura 8a es un diagrama de flujo de una algoritmo usado por un procesador para reconstruir una imagen de proyección cefalométrica a partir de las capturas producidas por el dispositivo de obtención de imágenes en un sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral de acuerdo con la invención actual.

La Figura 8b muestra la geometría para la recopilación de datos de acuerdo con la invención actual para obtener una proyección lineal o cefalométrica.

15 La Figura 8c muestra esquemáticamente el reescalado de las capas y la adición para obtener una proyección lineal o cefalométrica de acuerdo con la invención actual.

La Figura 9a muestra un ejemplo de región reconstruible usando un eje estacionario de rotación de acuerdo con la técnica anterior.

20 La Figura 9b muestra un ejemplo de región reconstruible usando un eje no estacionario de rotación que usa un camino espiral de acuerdo con la invención actual.

La Figura 10a muestra un ejemplo del tamaño de la región reconstruible de acuerdo con la invención actual.

La Figura 10b muestra un ejemplo del tamaño de la región reconstruible de acuerdo con la técnica anterior.

Las Figuras 11a y 11b muestran un diagrama de flujo de un algoritmo de ejemplo usado para reconstruir la región de interés de acuerdo con la invención actual.

25 Las Figuras 12a, 12b, 12c, 12d muestran trayectorias alternativas a lo largo de las cuales los ejes de rotación se pueden mover en un perfil de exposición para realizar la CT parcial o el 3D parcial de una región de interés con un sistema de acuerdo con la invención actual.

Descripción detallada de la invención

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

30 En la Figura 1a, se muestra un sistema de obtención de imágenes por rayos X estándar según la técnica anterior. Una columna (1) soporta el ensamblaje en forma de pi con el tubo de rayos X (2) sobre un extremo y el CCD, sensor CCD (3) de salida sobre el otro. Un manipulador dentro de la columna (1) controla el movimiento del ensamblaje del tubo de rayos X (2) y el sensor CCD (3). El manipulador normalmente comprende uno o más motores. Normalmente, hay uno o dos motores y, raramente, tres motores. Se usa en panel de control (5) para introducir los valores de exposición a los rayos X requeridos (kV, mA) así como para elegir el perfil panorámico. La imagen se emite, con una conexión digital a un ordenador personal (4).

40 Los componentes de un perfil de obtención de imágenes panorámicas estándar en la técnica anterior se ilustran en la Figura 1b. La fuente de rayos X (401) y el dispositivo (402) de obtención de imágenes, normalmente un sensor CCD, rota y se traslada para producir una imagen de la capa focal por defecto (canal) (405), siendo 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 (405) por defecto o ideal. La resolución de profundidad varía a lo largo de la imagen plana, pero es del orden de 30 milímetros al comienzo y al final (molares) de la exposición y es la mejor, del orden de 3 milímetros, en la parte media (404) (dientes anteriores).

45 La Figura 2a, muestra esquemáticamente un sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral de la técnica anterior, que combina la obtención de imágenes panorámicas así como la bien conocida obtención de imágenes cefalométricas. Los componentes de dicho sistema son una fuente de rayos X (12), un dispositivo (13) sensor de obtención de imágenes y un manipulador mecánico (11) que incluye un "brazo cef" (16), los controles de usuario (15) y un ordenador o procesador (14) para procesar y mostrar las imágenes. El dispositivo sensor (13) de obtención de imágenes se puede mover entre la posición cefalométrica (Figura 2a) y la posición panorámica (Figura 50 1a) y es comúnmente referido como sensor de encaje "a presión".

Un sistema cefalométrico digital de escaneado estándar en la técnica anterior opera con un perfil de exposición como se ilustra en la Figura 2b. La fuente de rayos X (12) se traslada y rota a lo largo de un camino predefinido,

perfil, (18) mientras que el dispositivo de obtención de imágenes (13) se mueve a lo largo de un camino, perfil, (7) mientras obtiene imágenes del paciente (19) para formar una proyección semi o sustancialmente lineal del cráneo completo a través del plano (8). La distancia desde el punto focal de la fuente de rayos X al dispositivo (191) de obtención de imágenes es grande para reducir la distorsión geométrica y es en la mayoría de los casos mayor de 1,5 m (un metro y medio) y normalmente está entre 1,5 m – 2,5 m. Además, el sensor se posiciona en un brazo “cef” separado (16) (Figura 2a) que se extiende lateralmente y ocupa mucho espacio. Esta gran distancia es necesaria para que los rayos X sean paralelos o casi paralelos para evitar o mitigar la distorsión geométrica debida a la diferente ampliación de las distintas partes del objeto visualizado.

En la técnica anterior existen también sistemas de obtención de imágenes dentales por rayos X extra orales con un segundo sensor que es un panel plano cuadrado o sólo un sensor que es un panel plano cuadrado. Dicho sistema de sensor doble se muestra en la Figura 3a, y está destinado a producir cortes transversales y/o imágenes de CT dentales. La columna (21) soporta como antes el ensamblaje con forma de pi del sensor CCD panorámico (23) y del tubo de rayos X (22). El sensor CCD panorámico (23) se puede intercambiar con un sensor de panel plano (26). El manipulador dentro de la columna (21) tiene uno, dos o tres motores normalmente y se desplaza en x, y según rota el ensamblaje. Un controlador (25), normalmente digital, fija o selecciona el intervalo de kV, mA así como selecciona los distintos perfiles, esto es, los caminos de movimiento. Se proporciona un ordenador o procesador (24) para procesar y mostrar las imágenes.

La Figura 3b ilustra el perfil clásico para producir un corte transversal, con un sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral que utiliza un panel plano de acuerdo con la técnica anterior, concretamente de movimiento sustancialmente lineal. La figura muestra la geometría en el plano XY, horizontal. El movimiento podría tener un componente también en la dirección z (perpendicular al plano XY en la figura), pero la idea básica sigue siendo la misma. En este caso el rango β de visualización angular, de un punto a visualizar (102), es igual al ángulo de apertura (α) del sensor, esto es, $\alpha = \beta$, o en otras palabras $\beta/\alpha = 1$. La figura ilustra la fuente de rayos X (101), el dispositivo de obtención de imágenes en una primera posición (103), el punto a visualizar (102) y la trayectoria de movimiento de tanto la fuente de rayos X como del dispositivo de obtención de imágenes en una segunda posición (104) que como se puede ver es lineal. La línea sólida se refiere a la geometría después del movimiento y la línea discontinua antes del movimiento. Debido al gran tamaño del panel plano cuadrado típico, el ángulo de visualización β satisface la relación anteriormente dada. 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 del punto focal hasta el panel plano que es normalmente de 50 cm, lo que significa que $\beta/\alpha = 1$ y $\beta = \alpha = 2 \times \tan^{-1}(10/50) = 22,6$ grados. Este ángulo de visualización es bastante suficiente para producir cortes angulares o transversales de grosor 0,5 mm – 3 mm lo cual se considera una muy buena resolución en la dirección de profundidad para un corte transversal. Así en el caso de perfiles con movimiento lineal, que utilizan paneles planos, $\beta/\alpha = 1$ siempre, y ya que los paneles planos son grandes el ángulo de visualización es normalmente suficientemente grande 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 hacer buenas imágenes de cortes transversales desafortunadamente producen imágenes panorámicas de pobre resolución. Esta es la razón por lo que los sistemas que aspiran a ofrecer tanto perfiles de corte transversales así como panorámicos, tienen dos sensores que añaden complejidad y coste al sistema de obtención de imágenes dentales extra oral.

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

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 tener un espesor de corte transversal nominal de 0,5 mm a 3 mm el ángulo de visualización β debería ser de 10 grados o más. Esto significaría que $\beta/\alpha = 10/5,7 = 1,8$ por lo tanto en todos los casos conocidos la obtención de imágenes de corte transversal se realiza con un panel plano cuadrado o cercano a ser cuadrado con m/n ≈ 1 y con perfiles de movimiento identificados con estos parámetros de $\beta/\alpha \leq 1,8$, así se obtiene en la técnica anterior cortes transversales con una resolución de espesor adecuada. La misma configuración es o se puede usar para realizar la obtención de imágenes 3D volumétricas. El problema es que sin embargo es aún atractivo un sensor para realizar la obtención de imágenes panorámicas, normalmente un sensor de salida de línea CCD, y un segundo sensor, un panel plano con m/n aproximadamente igual a uno, para hacer una o más exploraciones lineales que satisfacen la relación $\beta/\alpha \leq 2,6$.

En la Figura 4 se ilustra una representación esquemática de una geometría y movimiento de un sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral volumétrico. El objetivo aquí es producir un volumen en 3D. La fuente de rayos X (301) y el dispositivo (302) de obtención de imágenes de panel plano con m \approx n rota a lo largo de un camino (303) dado (circular) mientras se capturan múltiples imágenes de la región de interés (304) desde la

- proyección (305). Estas imágenes se usan luego para reconstruir el corte (306) tomográfico horizontal convencional el cual contiene la región de interés. La región de interés se divide en elementos de volumen más pequeños, los vóxeles. El tamaño de un vóxel se puede elegir independientemente del tamaño del pixel del dispositivo de obtención de imágenes. Normalmente el vóxel es isotrópico, esto es, la anchura y la altura del vóxel son iguales, esto es, los vóxeles son cuadrados, pero el vóxel puede también tener dimensiones no iguales. Normalmente la trayectoria (303) es una rotación circular con al menos un rango de visualización angular de 180 grados. También cada punto en la región de interés debería ser visto en cada imagen tomada durante la exposición. 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 rango β de visualización sea al menos de 180 grados, se puede obtener una reconstrucción volumétrica óptima o "perfecta".
- La solicitud 11/277.530, describe un sistema de obtención de imágenes por rayos X donde se usa un sensor de salida de capturas con $m/n > 1,5$. El sensor es un sensor panorámico y la enseñanza de la invención es usar dicho sensor con $m/n > 1,5$ en un sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral, para que una única exposición a lo largo del perfil sea adecuada para producir una capa panorámica obteniendo además de la capa panorámica uno de entre: a) un corte transversal b) una imagen volumétrica en 3D. Por lo tanto el documento 11/277530 enseña un sistema extra oral único con un único sensor y un único perfil o exposición. Sin embargo en la práctica el perfil panorámico es tal que los rayos X vienen casi paralelos a la dirección del corte transversal, y desde dicho perfil panorámico es extremadamente difícil o imposible producir un corte transversal e incluso más difícil hacer un volumen en 3D.
- El problema a resolver por lo tanto es proporcionar un sistema de obtención de imágenes dentales extra oral económico con un único sensor que sea capaz de producir al menos dos de a) imágenes panorámicas de buena calidad, b) imágenes de cortes transversales o angulares de buena calidad, c) imágenes cefalométricas de buena calidad sin el uso de un brazo "cef", y d) imágenes volumétricas en 3D locales de buena calidad.
- Los inventores de la invención actual han descubierto que un sensor lineal, económico con un modo de salida de capturas se puede usar para producir un corte transversal con buena calidad si se implementa un segundo perfil que traslade y rote el sensor de modo captura de $m/n \geq 1,5$ a lo largo de un camino de perfil, definido dicho perfil por una relación adecuada de β/α .
- Un aspecto de la presente invención se ilustra en la Figura 5. El sensor (203) es preferiblemente un sensor lineal CMOS – CdTe o un CMOS – CdZnTe preferiblemente con una dimensión m larga y una dimensión n corta, donde normalmente $m \approx 150$ mm y $n \approx 6$ mm, esto es, $m/n \approx 25$. Se pueden usar otros sensores de tipo lineal con materiales diferentes al CdTe. El sensor está trabajando en modo salida de capturas proporcionando normalmente 50 fps – 500 fps. El punto focal de la fuente de rayos X es (201) y normalmente está a una distancia de 300 mm a 600 mm desde el sensor. Por lo tanto en esta configuración el ángulo α está en el rango de 0,5 grados a 1,1 grados, esto es, incluyendo los puntos extremos 0,5 y 1,1. Para obtener buenos cortes transversales, o cortes en un ángulo a la capa panorámica, o una imagen volumétrica en 3D local de una región de interés, se debería tener ángulos de visualización en el rango de 10 grados – 15 grados o más, incluyendo el punto extremo de los 10 grados. Por lo tanto la relación β/α es al menos de $15/1,1 = 13,6$, ya que el rango de ángulos de visualización preferible es de $\beta=15$ grados.
- Con un perfil definido con esta relación, el sistema de obtención de imágenes extra oral es capaz de operar en un único sensor económico y lineal y realizar tanto los cortes transversales y panorámicos como los angulados con una buena resolución, con espesores de capa de menos de 5 mm, preferiblemente serán de menos de 3 mm y más preferiblemente serán de menos de 2 mm. El término "espesor de capa" tiene el significado del área física que se considera está en el foco, esto es un objeto contenido dentro del "espesor de capa" será visualizado con suficiente nitidez o claridad mientras que los objetos fuera del "espesor de capa" estarán borrosos. De manera consistente se mide la nitidez o la borrosidad con la Función de Transferencia de la Modulación (MTF) y por ejemplo una MTF de 0,1 (cero coma uno) o más indicaría una imagen enfocada o nítida. La región de interés (205) puede contener una o varias capas.
- En otra realización el sensor CdTe-MOS (203) tiene una $m \approx 150$ mm y una $n \approx 25$ mm, esto es, $m/n \approx 6$. En tal caso si la distancia entre el punto focal (201) y el sensor (203) está de nuevo en el rango de 30 mm a 600 mm, α está en el rango entre 2,3 grados y 4,7 grados, incluyendo los puntos extremos de 2,3 y 4,7 grados. Si β es al menos de 10 grados entonces β/α es al menos $15/4,7 = 3,2$
- En una tercera realización la longitud del sensor m puede ser de entre 50 mm – 100 mm y la anchura $n \approx 25$ mm, esto es, $m/n \approx 1,5$ o más. En tal caso α está en el rango de nuevo de entre 2,3 grados y 4,7 grados, incluyendo los extremos finales de 2,3 y 4,7 grados. De nuevo esto significaría que la relación $\beta/\alpha > 3,2$ define un perfil que sería adecuado para una buena calidad panorámica y transversal o angulada de los cortes panorámicos o una imagen volumétrica en 3D de una región de interés. Se es capaz de alcanzar satisfactoriamente espesores de cortes transversales o cortes angulados incluso con una $\beta = 10$ grados o más en cuyo caso $\beta/\alpha > 2,1$ de acuerdo con la invención actual.

5 El perfil de corte angulado o el perfil de exposición transversal o un perfil de exposición de imagen volumétrica en 3D local definidos anteriormente se pueden usar en al menos una región de interés en una capa panorámica, pero se pueden usar también para cada región anatómica de interés, tales como las regiones de los dientes molares y los anteriores, dientes individuales o los dientes dentro de una región. Un sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral de acuerdo con la invención proporciona dichos cortes angulados o perfiles de exposición transversales con respecto a la capa panorámica estándar.

10 Para alcanzar esta relación de $\beta/\alpha > 2,1$ (al menos), un componente rotacional sustancial es añadido por los inventores para ampliar el rango de visión angular, β , más allá del límite del ángulo α de apertura de los sensores. Esto se ilustra en la Figura 5, la cual muestra cómo se usa una rotación sustancial para aumentar el ángulo de visión β . En esa figura, el punto focal (201) de los rayos X y el dispositivo (203) de obtención de imágenes rota y se traslada a lo largo de la trayectoria especificada (204) mientras obtiene la imagen de un punto (202) de la región de interés (205). El rango de visión angular β es por lo tanto mucho mayor que el ángulo de apertura α , ya que α es en realidad bastante pequeño tal y como se mostró anteriormente para un sensor lineal o cercano a la linealidad con $m/n > 1,5$. El objetivo del proceso de obtención de imágenes en este caso 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, el cual es esencialmente cuadrado, así como un segundo sensor lineal con una salida de línea, la invención actual supera los obstáculos de la técnica anterior y proporciona un sistema capaz con un único sensor operando dicho sensor en modo salida de captura y con $m/n > 1,5$, dicho sistema extra oral programado además para tener al menos dos perfiles, uno para una capa/imagen panorámica y un segundo perfil para hacer un corte transversal o angulado, dicho segundo perfil definido por $\beta/\alpha > 2,1$. Por lo tanto el sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral es multifuncional y económico.

15 Con el rango de visualización angular aumentado, esto es, $\beta/\alpha > 2,1$ se mejora la resolución de profundidad, esto es, los objetos más pequeños se pueden resolver mejor en la dirección de profundidad, Cuanto mayor sea el rango de visualización angular β , mejor será la resolución de profundidad.

20 El mismo sistema extra oral descrito en la invención es adecuado para realizar una imagen volumétrica en 3D local. Se proporciona un algoritmo para ejecutar la obtención imágenes de cortes angulados y/o la obtención de imágenes en 3D locales en la presente memoria con referencia a las figuras 6a y 6b.

25 Una desventaja del ángulo de rotación sustancial β es que la dirección de los rayos X llega a ser casi paralela a la dirección de la imagen plana (corte angulado) lo cual provoca distorsión geométrica en la imagen si se usan los algoritmos estándar diseñados para la obtención de imágenes planas. Dichos algoritmos de la técnica anterior son los mismos a los usados en la reconstrucción de las capas panorámicas, y pueden ser referidos como laminografías o tomosíntesis. La actual invención proporciona un sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral y un algoritmo de cómo obtener de manera óptima un corte angulado o transversal de la capa panorámica.

30 La actual invención proporciona un sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral y un algoritmo que combina las modalidades de obtención de imágenes planas y volumétricas para formar una imagen plana con una mejor resolución de profundidad a lo largo de la dirección z, sin la necesidad de calcular una imagen completa, lo cual necesitaría un sensor muy caro. Además se puede formar una imagen volumétrica en 3D local desde las distintas capas planas. La Figura 6a muestra la fuente de rayos X (601), el dispositivo (602) de obtención de imágenes que se mueve a lo largo de la trayectoria (603), (606) de acuerdo con la invención actual. La capa panorámica por defecto es la (605). Como se muestra en la Figura 6a, el corte angulado de preferencia (610) está en ángulo recto con la capa panorámica en la región de interés (604). En muchos casos el corte angulado puede estar en ángulo aproximadamente recto con la capa panorámica pero preferiblemente a 90 grados \pm 20 grados. En ciertas operaciones de implante el ángulo del corte puede ser diferente de la dirección transversal.

35 De acuerdo con la invención actual, para formar un corte angulado o transversal (610), se aplica el siguiente algoritmo de acuerdo con la Figura 6b.

40 El algoritmo se aplica por separado a cada corte de tomografía horizontal y la imagen final, la cual es un corte transversal o un corte angulado, se forma mediante el apilamiento vertical de la región de interés seleccionada en cada corte tomográfico horizontal.

Definiciones:

50 x un vector de valores de vóxel. Para cada vóxel hay exactamente un valor en el vector

y vector de proyecciones. Cada píxel en cada proyección (captura) tiene exactamente un elemento en el vector. Los valores corresponden al valor de dichos píxeles en las proyecciones.

W matriz de pesos. Esta matriz codifica la geometría del sistema para que la ecuación de la proyección se pueda expresar en forma $y = Wx$

55 El primer paso (651) en el algoritmo es para formar la matriz de pesos W. La matriz tiene una fila para cada pixel de cada proyección (así el número total de filas es el número de proyecciones x el número de píxeles detectores en un

corte tomográfico horizontal). La matriz tiene una columna para cada valor de vóxel (esto es, el número de columnas en el número de vóxeles en x). Cada elemento en la matriz indica cuanto contribuye el vóxel correspondiente a dicho valor de píxel de dicha proyección. Este paso se realiza normalmente en la calibración del dispositivo y no se calcula durante una exposición normal.

5 El segundo paso es preparar una estimación inicial x_0 (652) (“suposición”) para los valores x de vóxel. La estimación inicial se puede calcular, por ejemplo, usando el algoritmo de desplazamiento y suma de clasificación para la 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.

10 El tercer paso (653) es evaluar el valor actual para x. Esto se hace calculando una norma del error matemático adecuada tal como la suma de las diferencias cuadráticas.

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

15 El quinto paso (655) es calcular una nueva estimación para x para que la norma del error disminuya. Esto se puede calcular por ejemplo mediante el bien conocido algoritmo de descenso de gradiente. Después de esto el algoritmo continúa en el tercer paso.

El sexto paso (656) es seleccionar una fila de vóxeles en x para ser mostrada como una fila en la imagen final. Hay normalmente una fila que tiene la mejor calidad de imagen dependiendo de la geometría del dispositivo. Además combinar las filas de vóxeles puede formar una imagen en 3D local.

20 El séptimo y último paso (657) es representar una fila de la imagen final, siendo tal imagen un corte angulado o transversal.

25 De acuerdo con aún otro aspecto de la invención actual, se proporciona un sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral capaz de proyecciones cefalométricas, esto es, sustancialmente lineales sin la necesidad de un largo brazo externo. Este sistema ofrece ventajas únicas sobre la técnica anterior, siendo tales ventajas la utilización de un único sensor para realizar proyecciones cefalométricas así como panorámicas sin el costoso brazo externo.

30 Una representación esquemática del sistema de obtención de imágenes cefalométricas de la técnica anterior se da en la Figura 2a. Los componentes de dicho sistema son la fuente de rayos X (12), el dispositivo de obtención de imágenes (13) y el manipulador mecánico que incluye un “brazo cef” (16). Los controles de usuario (15) y un ordenador o procesador (14) para procesar y mostrar las imágenes. La Figura 2b ya ha sido descrita y muestra un típico perfil de movimiento del sistema cef convencional mostrado en la Figura 2a.

Según la invención la funcionalidad cefalométrica, o el perfil de movimiento cefalométrico, de un sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral multipropósito funciona como se ilustra en la Figura 7.

35 Se logra una proyección cefalométrica, la cual es una proyección lineal del cráneo humano, por uno o más perfiles de exposición lineales o sustancialmente lineales con el uso de un sensor único que se posiciona con respecto a la fuente de rayos X en la misma ubicación que durante la ejecución del perfil de exposición panorámico. La distancia (923) entre el punto focal de la fuente de rayos X (912) y el dispositivo de obtención de imágenes (913) debe ser menor de 1,5 m y preferiblemente debería ser menor que 70 cm, para ser también capaz de realizar con el mismo sensor fijo y geometría fija la obtención de imágenes panorámicas. Por lo tanto el incómodo brazo “cef” se elimina y se consigue un simple, sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral multifuncional compacto.

40 La fuente de rayos X (912) ejecuta un programa de perfil a lo largo de la trayectoria (917, 918, 919) y el sensor (913) de salida de capturas y rayos X CdTe-CMOS se mueve a lo largo de la trayectoria (914, 915, 916) para formar una imagen volumétrica altamente anisotrópica de la región de interés (920). Como se mencionó anteriormente la distancia desde la fuente de rayos X al dispositivo de obtención de imágenes es pequeña comparada con el caso estándar. La distancia (926) entre el sensor (912) y la cara más cercana del cráneo al sensor se minimiza o idealmente se reduce tanto como sea razonablemente factible durante cada uno de los perfiles lineales de exposición. De esta manera se proyecta un lado del cráneo con el mínimo desenfoque o distorsión, mientras que el otro es desproporcionado y se puede corregir o eliminar de la imagen con procesamiento adicional. Dicha distancia (926) debería ser menor de 20 cm, más preferiblemente menor de 10 cm e idealmente menor de 5 cm. De acuerdo con la actual invención, la distancia (923) desde el punto focal de la fuente de rayos X hasta el dispositivo de obtención de imágenes es corta comparada a las soluciones de la técnica anterior. (923) es preferiblemente menor que 1,5 m e incluso más preferiblemente está en el rango de 30 cm – 70 cm, que es el rango usado para la obtención de imágenes panorámicas.

55 Por lo tanto con una única disposición mecánica la invención actual cumple la obtención de imágenes tanto panorámicas como cefalométricas. Esto ahorra mucho espacio de equipo y mitiga la necesidad de sensores múltiples o extraíbles.

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

5 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 reposicionan y la segunda exposición (916, 919). Durante las dos partes de las exposiciones el lado izquierdo y derecho del cráneo se visualizan. Las dos partes del perfil durante el cual el cráneo está expuesto a la radiación son lineales o sustancialmente lineales como se vio en la Figura 7. Una sección sustancialmente lineal significa que la distancia (924) y (925) desde la inclinación hasta el arco es menor que 20 cm, preferiblemente menor de 10 cm e incluso más preferiblemente menor de 1 cm. Una "sección" significa una parte de la trayectoria que es de más de 5 cm de largo en longitud y por lo tanto es suficientemente larga para producir los datos que se usarán en la reconstrucción de la imagen a mostrar. Debería también tenerse en cuenta aquí que se pueden usar otros perfiles de proyección con efectos similares. Por ejemplo una proyección en forma de "L" con dos secciones sustancialmente lineales con un punto en común. Alternativamente se puede usar una única proyección sustancialmente lineal y proyectar parte o una mitad del cráneo humano.

15 Después de las exposiciones, se usa un algoritmo de reconstrucción volumétrico para calcular los cortes verticales a lo largo de la dirección (922) de obtención de imágenes. Estos cortes verticales se transforman después para eliminar los diferentes factores de ampliación de los diferentes cortes verticales. Finalmente, los cortes verticales se suman para producir una imagen cefalométrica bidimensional. Aunque no se limita a un algoritmo de reconstrucción específico, se representa uno de dichos algoritmos para la reconstrucción en las figuras 8a, 8b y 8c.

20 El primer paso en el algoritmo es la recopilación de datos (821). En el paso de recopilación de datos se registran múltiples capturas y las correspondientes ubicaciones de la fuente de rayos X y del dispositivo de obtención de imágenes. La geometría para la recopilación de datos se ilustra en la Figura 8b. La fuente de rayos X (801) ilumina todas las diferentes capas (803) en el objeto. El dispositivo (802) de obtención de imágenes por rayos X recopila los rayos X y forma una imagen. Las diferentes capas (803) tienen diferentes factores de ampliación debido a la forma del haz (804). Los diferentes factores de ampliación se visualizan con las flechas (805) de doble cabeza. Las flechas más cercanas a la fuente de rayos X son más cortas mientras que las flechas más cercanas al dispositivo de obtención de imágenes son más largas. La imagen almacenada por el dispositivo (802) de obtención de imágenes consiste en una suma o superposición de todas estas capas. El siguiente paso (822) es reconstruir el contenido de cada capa individual y formar una imagen separada para cada capa. Las imágenes se pueden reconstruir por ejemplo mediante el uso del algoritmo descrito anteriormente para la obtención de imágenes transversales. Aquí una capa se refiere a un plano en el campo de vóxeles paralelo al dispositivo de obtención de imágenes.

Después el siguiente paso (823) consiste en calcular los factores de ampliación para cada imagen de capa individual.

35 Después (824) las imágenes (831) de capa individual en la Figura 8c se vuelven a escalar mediante el uso de un algoritmo de reescalado (835) tal como una interpolación bicúbica para que el factor de ampliación después del reescalado para cada imagen de capa individual sea el mismo. Después de esto hay múltiples imágenes con diferentes tamaños pero con igual factor de ampliación.

40 El último paso (825) es ilustrado por la Figura 8c y es acumular todas las imágenes (832) de capa individual reescaladas usando un sumador (833) para formar la imagen final (834) la cual es ahora una superposición de todas las diferentes capas, pero al contrario de los datos de la imagen original, las diferentes capas tienen iguales factores de ampliación. Así 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 gran distancia desde la fuente de rayos X hasta el dispositivo de obtención de imágenes y una pequeña distancia desde el objeto hasta el dispositivo de obtención de imágenes.

45 Con referencia a las imágenes 9b, 10a, 11a y 11b describiremos ahora otra realización preferida de la invención actual.

50 Un sistema de CT o 3D dental de la técnica anterior tiene una trayectoria de movimiento en forma de círculo como se ilustra en la figura 9a. Tanto el generador (fuente) de rayos X (160) como el dispositivo (161) de obtención de imágenes (detector) se mueven a lo largo de una ruta fija con unos ejes de rotación estacionarios. El sistema normalmente rota de 180 a 360 grados, esto es, de medio círculo a un círculo completo. Se dan algunas proyecciones de haz de ejemplo como referencia (164). El eje de rotación (162) está fijado en el medio de la región de interés (163). Por ejemplo esto es de acuerdo con la técnica anterior según se describe en el documento US6118842.

55 Esta trayectoria produce un arco reconstruido de un cilindro el cual tiene una proyección circular en el plano horizontal. El diámetro de este círculo es igual a la anchura del dispositivo de obtención de imágenes dividido por el factor de ampliación (asumiendo una rotación de 180 grados) o como máximo igual al doble de la anchura del dispositivo de obtención de imágenes dividido por el factor de ampliación si se usa una así llamada técnica de medio haz (que implica una rotación de 360 grados). En los sistemas normales con por ejemplo un detector de 5 cm

de ancho esto daría como máximo un diámetro de $2 * 5 \text{ cm} / 2 = 5$ para el cilindro reconstruido asumiendo un factor de amplificación típico de 2.

Una condición necesaria para la reconstrucción perfecta con los métodos de la técnica anterior asume que cada punto dentro del volumen a ser reconstruido es visto en cada proyección o que cada punto dentro del volumen a ser reconstruido es visto en un rango angular completo de 0 a 180 grados. Esto permite que algunos puntos sean invisibles en algunas proyecciones tal y como se usa en las así llamadas técnicas de medio haz. La Figura 10b ilustra esto. Una trayectoria con un eje fijo de rotación (181) se limita a una región reconstruible (182) que es proporcional a la anchura del detector independientemente de cuantas capturas se han recopilado.

De acuerdo con la actual invención se proporciona un sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral que tiene un modo de operación para la obtención de imágenes panorámicas y un modo de operación para las CT parciales o para la obtención de imágenes en 3D de una región de interés. Cuando esté en el modo panorámico el sistema funcionará con una trayectoria panorámica y cuando esté en el modo de CT parcial o 3D el sistema funcionará en modo CT parcial caracterizado por que el eje de rotación ya no es fijo, como lo es en los sistemas convencionales (por ejemplo el documento US6118842), pero también se mueve. Por medio de un ejemplo preferido, el eje de rotación en el modo CT/3D parcial se mueve a lo largo de una espiral. Un ejemplo de una trayectoria espiral del eje de rotación se representa en la figura 9b. En esta figura el generador de rayos X (150) y el dispositivo (151) de obtención de imágenes se mueven a lo largo de una trayectoria circular, pero el eje de rotación (152) se mueve a lo largo de un camino, que en este punto es una espiral. Otras trayectorias de los ejes de rotación son posibles sin salir del alcance de la invención. La región de interés (153) y las proyecciones (154) del haz de muestra son dadas como referencias.

La Figura 10a ilustra cómo se puede aumentar el tamaño de la región reconstruible (172) mediante el uso de un eje de rotación (171) movable. En esta figura la trayectoria de los ejes de rotación (171) es una espiral, pero se pueden usar otras formas de curvas o caminos. De acuerdo con la invención actual el sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral tiene un modo para realizar CT o 3D parciales de una región de interés por el cual el eje de rotación se mueve lo cual permite un tamaño ilimitado de la región reconstruible asumiendo que se da el suficiente tiempo para atravesar el camino deseado. Las figuras 10a y 10b están en la misma escala, y las unidades de los ejes x, y están en metros.

Con referencia ahora a las Figuras 11a y 11b proporcionamos algoritmos de ejemplo los cuales se pueden usar para ejemplificar como se pueden recopilar los datos y como una imagen CT o 3D se puede reconstruir en un sistema de acuerdo con la invención actual.

La Figura 11a muestra un diagrama de flujo de la recopilación de datos de acuerdo con la actual invención. Una región de interés es elegida por el usuario (s111). Después de que el sistema se mueve a la posición inicial (el inicio del camino para el eje de rotación) (s112). A continuación los rayos X se encienden (s113) y se hacen las capturas (s114) hasta que la exposición se completa (s115). El manipulador en la unidad mueve el frente de rayos X, el dispositivo de obtención de imágenes y el eje de rotación entre capturas (s116). En la práctica el movimiento es continuo con un flujo continuo de rayos X, pero el sistema puede también usar una fuente de rayos X de tipo pulso y un movimiento no continuo. Después de que se hacen todas las capturas los rayos X se apagan (s117), los datos se reconstruyen (s118) y la imagen reconstruida se representa al usuario (s119).

La Figura 11b muestra el esquema del diagrama de flujo del algoritmo de reconstrucción que se puede implementar usando una CPU, GPU, FPGA o cualquier otro dispositivo programable con una cantidad de memoria adecuada. Primero las variables del contador se inicializan para apuntar a la primera captura (captura #0) (s121). Después la estimación actual para el volumen de datos se proyecta a la captura #i (s122), esto se repite (s123) hasta que todas las capturas hayan sido procesadas. El contador aumenta (s124) para apuntar a la siguiente captura después de que la captura actual haya sido procesada.

Después de que todas las proyecciones (esto es que proyectan el volumen en 3D a capturas en 2D) hayan sido calculadas, se calcula el error entre los datos simulados y recopilados actuales (s125). Después este error se retro proyecta a los elementos del volumen, esto es, se calcula (s126) la contribución de cada elemento de volumen al error. Después de la retroproyección la estimación de volumen se actualiza en base a alguna fórmula de actualización, siendo la más simple mover cada elemento de volumen a la dirección de menor error. Se puede usar una regla de actualización más sofisticada como ART, inversión Estadística o gradiente conjugado. La actualización se puede hacer también en una base de captura-a-captura de la actualización que puede procesar las capturas en lotes. El bucle de retroproyección se ejecuta hasta que todas las capturas hayan sido procesadas (s129). El contador de capturas se posiciona a la siguiente captura entre iteraciones (s130).

El algoritmo en la Figura 11b se repite hasta que el volumen estimado es aceptado.

La ventaja distintiva e innovadora de la invención anteriormente mencionada es que un sensor digital de un área activa limitada se puede utilizar como parte del sistema anterior para permitir una CT parcial o una reconstrucción en 3D parcial de tamaños útiles. Por ejemplo con un sensor de un área activa de 25 mm (Anchura) x 75 mm (Altura) +6 mm x 75 mm y dos rotaciones en espiral o aproximadamente en espiral con un movimiento total del eje de 25 mm

(véase la figura 10a), podemos reconstruir una región de interés de 50 mm como se puede ver en la Figura 10a. Con tres rotaciones y un movimiento del eje de aproximadamente 35 mm podemos reconstruir una región de interés de 80 mm (para clarificar la Figura 10a muestra sólo el ejemplo de dos rotaciones). Por lo tanto mientras en una CT dental convencional un detector de 25 mm de anchura produciría sólo 25 mm/2 (amplificación) = 12,5 mm de volumen reconstruido, en el sistema de acuerdo con la invención actual el volumen reconstruido es cuatro (4) veces mayor con dos rotaciones en una trayectoria aproximadamente espiral y es seis (6) veces mayor si se usan tres rotaciones. Obviamente según se usan más y más rotaciones para hacer una mayor espiral, el volumen reconstruido aumenta hasta el límite de que se puede reconstruir con una pequeña área activa de detector el objeto de interés entero, por ejemplo toda la parte anterior y posterior. Además debería notarse que la utilidad de esta invención se puede materializar incluso para pequeños movimientos del eje de rotación durante el perfil de exposición. Por ejemplo incluso uno o más milímetros de movimiento del eje de rotación serán beneficiosos. La implicación de esta invención es que los sistemas de obtención de imágenes dentales por rayos X extra orales de gama alta utilizan un único sensor con un modo de exposición panorámico y un modo de exposición CT/3D parcial que proporcionan una calidad de imagen excepcional, suficiente tamaño de volumen CT/3D reconstruido a precios asequibles. Dichos sistemas sirven a los ortodontistas a quienes les importa la alta calidad de las imágenes panorámicas así como a los implantólogos y a los cirujanos quienes necesitan imágenes CT y 3D de alta calidad. Preferiblemente el detector es un detector CdTe-CMOS o un CdZnTe-CMOS que tienen ventajas distintivas en términos de velocidad de lectura, de sensibilidad y de formación de imagen nítida debido al hecho de que los rayos X se convierten directamente a señales eléctricas. Se pueden usar otras tecnologías de detectores tales como los centelladores acoplados a CCD o CMOS, los paneles planos etc.

De acuerdo con otro aspecto de la invención actual el sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral se configura para realizar una exposición CT o CT parcial caracterizada por que la línea que conecta el punto focal de la fuente de rayos X y la parte media del detector es tangente o aproximadamente tangencial a la trayectoria del eje de rotación durante la exposición, o dentro de un rango de ± 45 grados desde la tangente hasta la trayectoria. Esto se ilustra en la Figura 12a, donde la línea que conecta el punto medio del dispositivo (1901) de obtención de imágenes hasta el punto focal de la fuente de rayos X (1902) es tangente en la parte de la trayectoria a lo largo de la cual el eje de rotación se mueve. Pero como se mencionó puede haber también una desviación de la tangente en el rango de los ± 45 grados. Este perfil de exposición permite expandir el tamaño de la región a reconstruir según se mueve el eje de rotación a lo largo de la espiral. La posición de la fuente de rayos X y del detector puede ser intercambiada sin salir del alcance de la invención.

Aunque las realizaciones preferidas han sido dadas y descritas con respecto a las figuras anteriormente mencionadas, el alcance de la invención abarca cualquier situación donde el eje de rotación se mueve durante la exposición CT parcial o la exposición CT. La trayectoria del eje de rotación puede ser una espiral aproximada o una espiral deformada, o como se ejemplifica en las Figuras 12b, 12c y 12d, puede comprender parte de un círculo, un círculo o múltiples círculos dependiendo de cómo de grande es el volumen que uno quiere reconstruir (Figura 12b), puede ser una trayectoria en forma de "S" (Figura 12d), una trayectoria en forma de "8" (Figura 12c).

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral que comprende:
- a) una fuente de rayos X para exponer los rayos X a un objeto para ser visualizado;
 - 5 b) un dispositivo de obtención de imágenes por rayos X adecuado para producir múltiples capturas durante al menos parte de la exposición, el dispositivo de obtención de imágenes por rayos X tiene un área activa con una dimensión larga m y una dimensión corta n con $m/n \geq 1.5$ (uno punto cinco);
 - 10 c) un manipulador para mover el dispositivo de obtención de imágenes a lo largo de un camino entre capturas radiadas consecutivas durante la exposición, permitiendo el manipulador el movimiento de tanto la fuente de rayos X como del dispositivo de obtención de imágenes mediante la traslación selectiva y la rotación selectiva sobre al menos un eje de rotación ubicado entre un punto focal de la fuente de rayos X y el dispositivo de obtención de imágenes por rayos X; y
 - 15 d) un programa de perfil de exposición para producir una proyección sustancialmente lineal de al menos parte de dicho objeto a ser visualizado, comprendiendo dicho programa de perfil de exposición una sección sustancialmente lineal, en donde dicha proyección sustancialmente lineal es una proyección cefalométrica, caracterizado por que
 - la distancia del dispositivo de obtención de imágenes hasta el punto focal de la fuente de rayos X no es más de 1.5m, y
 - durante dicha sección sustancialmente lineal, la distancia del dispositivo de obtención de imágenes al lado más cercano del objeto a visualizar no es más de 20cm.
- 20 2. El sistema de la reivindicación 1, en donde,
- la al menos una sección sustancialmente lineal comprende al menos dos secciones sustancialmente lineales.
3. Un sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral según la reivindicación 1, en donde,
- la distancia del dispositivo de obtención de imágenes hasta el punto focal de la fuente de rayos X es preferiblemente no más de 0.7m, y
- 25 la distancia del dispositivo de obtención de imágenes al lado más cercano de un objeto a visualizar es preferiblemente no más de 10cm durante la exposición.
4. Un sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral según la reivindicación 2, en donde,
- dicho perfil comprende una sección de rotación parcial que une las dos secciones lineales.
5. Un sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral según la reivindicación 1, en donde,
- 30 el programa de perfil de exposición facilita que el objeto a ser visualizado sea expuesto a los rayos X sólo durante las secciones de camino sustancialmente lineales,
6. Un sistema de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral según la reivindicación 1, que comprende además:
- un procesador que combina las imágenes parciales creadas para cada una de las secciones sustancialmente lineales del camino para producir una imagen completa de la proyección sustancialmente lineal.
- 35 7. Un método de obtención de imágenes dentales por rayos X extra oral que comprende:
- a) exponer los rayos X a un objeto a ser visualizado por medio de una fuente de rayos X;
 - b) producir múltiples capturas durante al menos parte de la exposición por medio de un dispositivo de obtención de imágenes por rayos X, teniendo el dispositivo de 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 punto cinco);
 - 40 c) mover el dispositivo de obtención de imágenes entre las capturas radiadas consecutivas durante la exposición a lo largo de un camino por medio de un manipulador, permitiendo el manipulador el movimiento de la fuente de rayos X y del dispositivo de obtención de imágenes por medio de la traslación selectiva y la rotación selectiva sobre al menos un eje de rotación ubicado entre un punto focal de la fuente de rayos X y el dispositivo de obtención de imágenes por rayos X; y
 - 45

- d) producir una proyección sustancialmente lineal de al menos parte de dicho objeto a ser visualizado por medio de un programa de perfil de exposición, comprendiendo dicho programa de perfil de exposición al menos una sección sustancialmente lineal, en donde dicha proyección sustancialmente lineal es una proyección cefalométrica;

5 caracterizado por que

la distancia del dispositivo de obtención de imágenes hasta el punto focal de la fuente de rayos X no es más de 1.5m, y

durante dicha sección sustancialmente lineal, la distancia desde el dispositivo de obtención de imágenes hasta el lado más cercano del objeto a ser visualizado no es más de 20 cm.

10 8. El método de la reivindicación 7, en donde dicho programa de perfil de exposición comprende al menos dos secciones sustancialmente lineales.

9. El método de la reivindicación 8, en donde dicho perfil comprende una sección de rotación parcial que une las dos secciones lineales.

15 10. El método de la reivindicación 7, en donde el programa de perfil de exposición facilita que el objeto a ser visualizado sea expuesto a los rayos X sólo durante las secciones de camino sustancialmente lineales.

11. El método de la reivindicación 7, que comprende además combinar, por medio de un procesador, las imágenes parciales creadas para cada una de las secciones sustancialmente lineales del camino para producir una imagen completa de la proyección sustancialmente lineal.

20

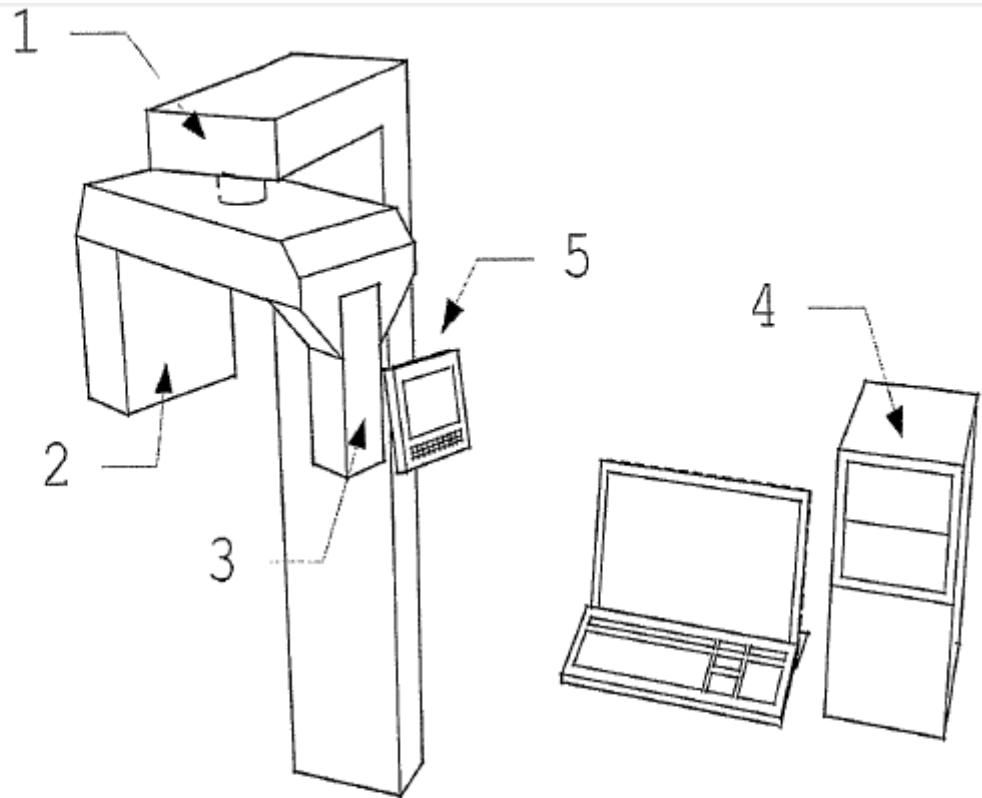


Figura 1a

Técnica anterior

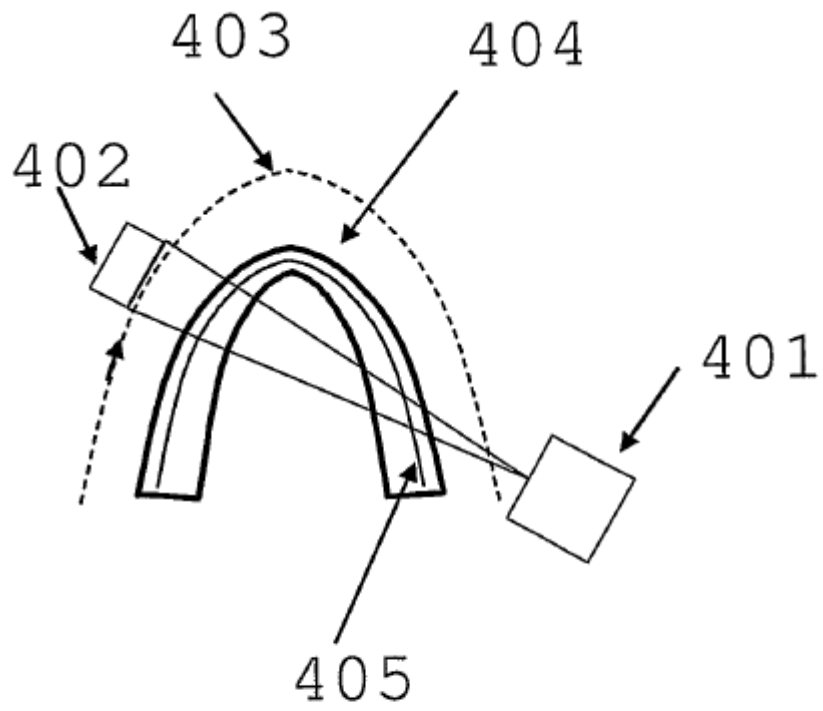


Figura 1b

Técnica anterior

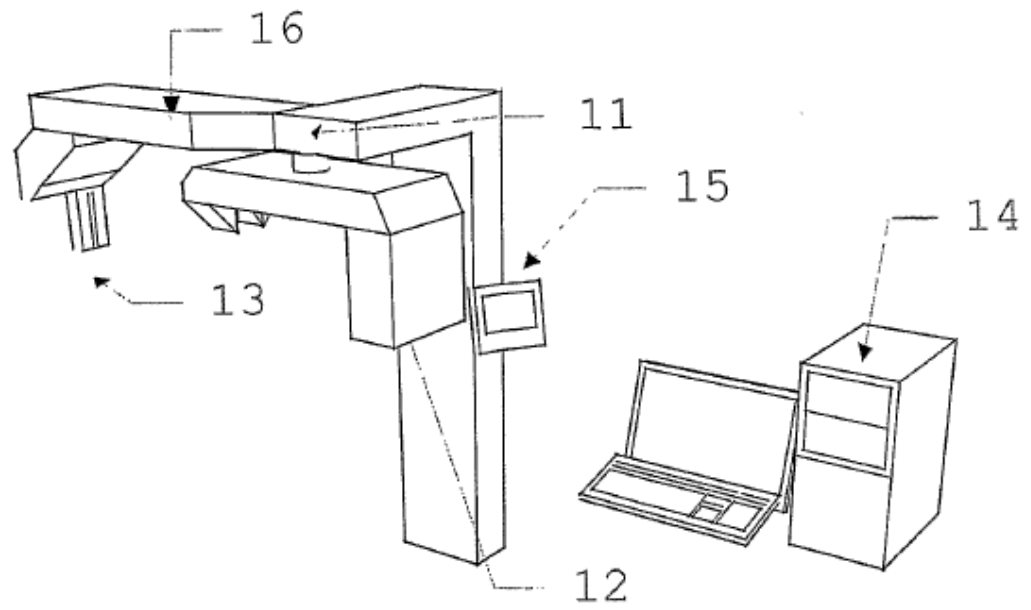


Figura 2a

Técnica anterior

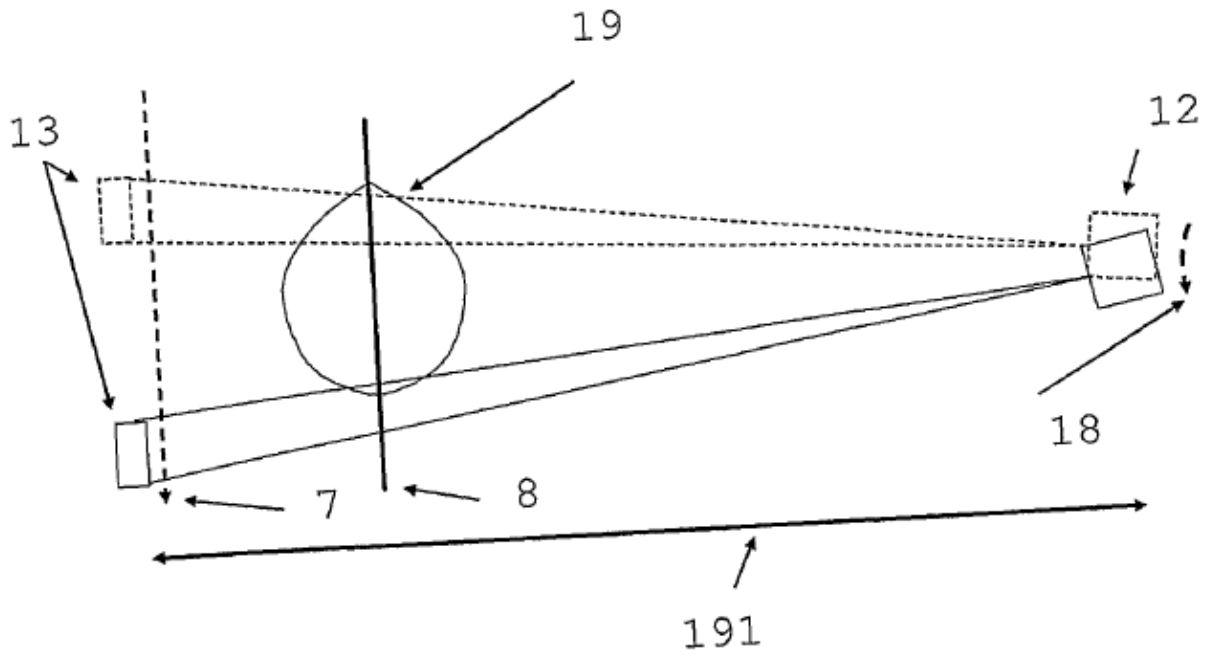


Figura 2b

Técnica anterior

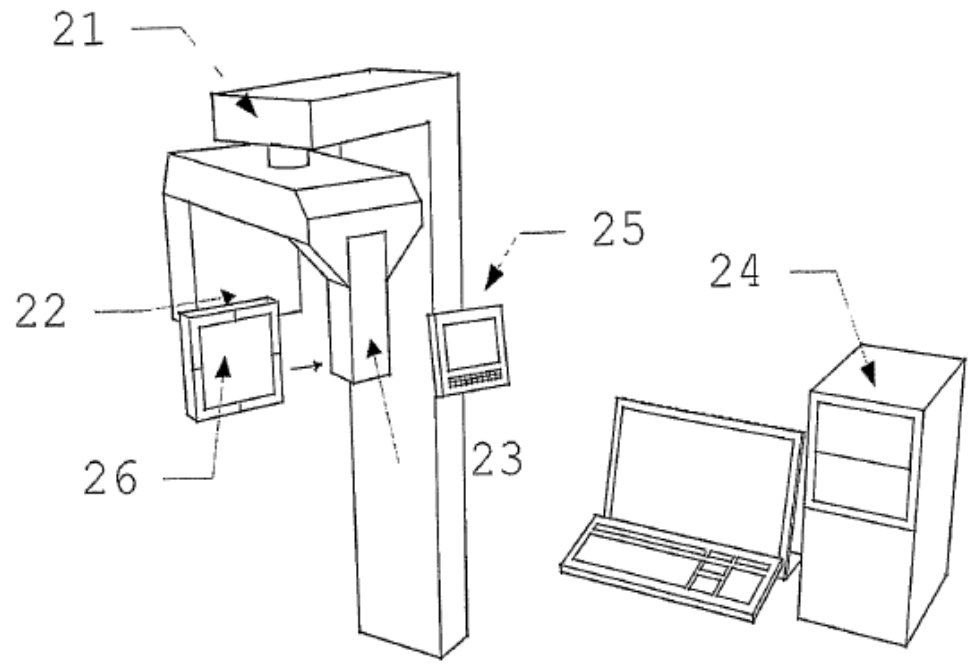


Figura 3a

Técnica anterior

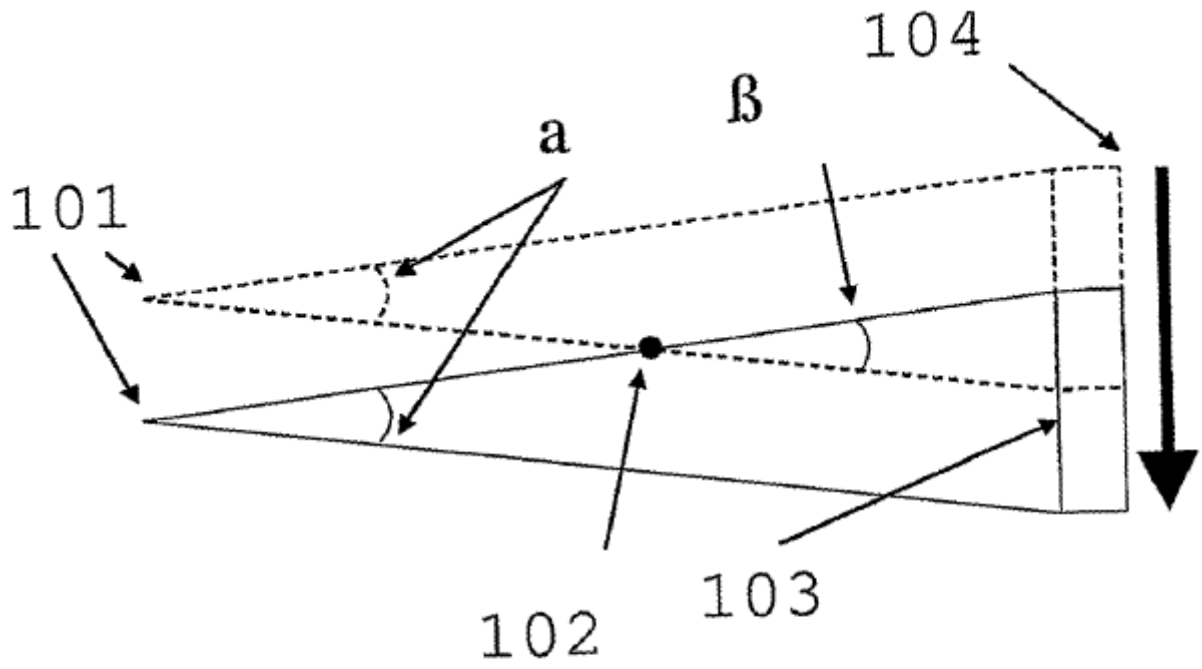


Figura 3b

Técnica anterior

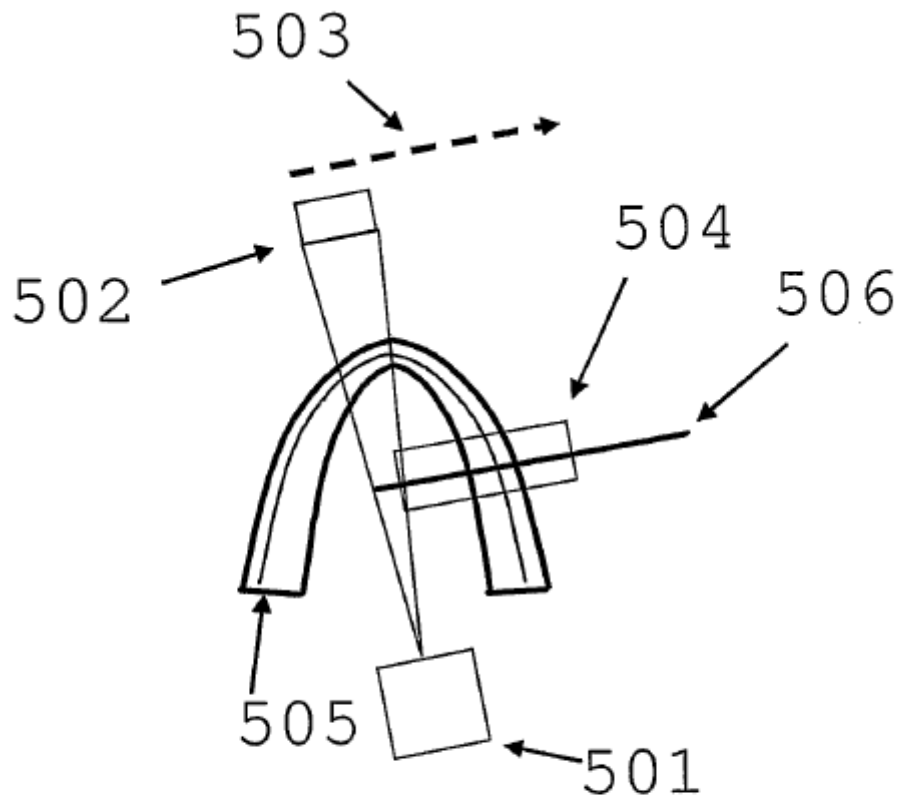


Figura 3c

Técnica anterior

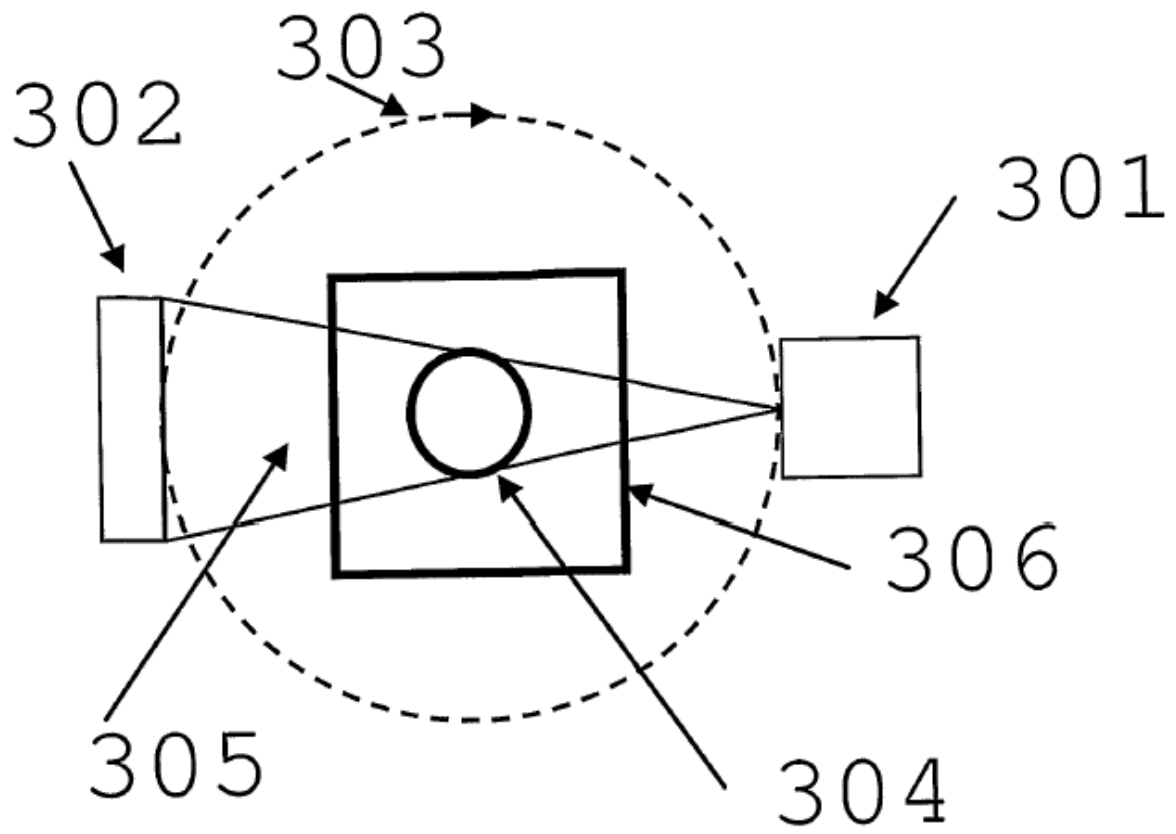


Figura 4

Técnica anterior

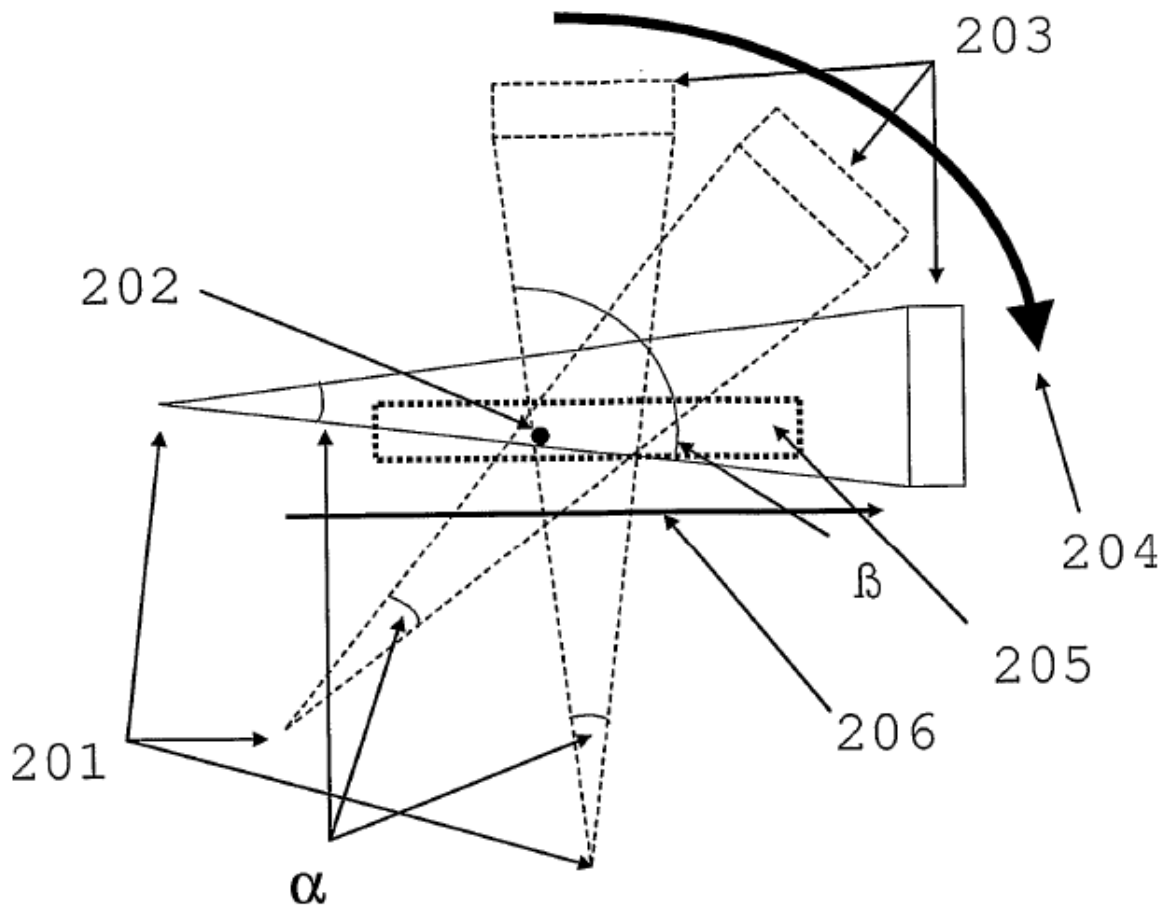


Figura 5

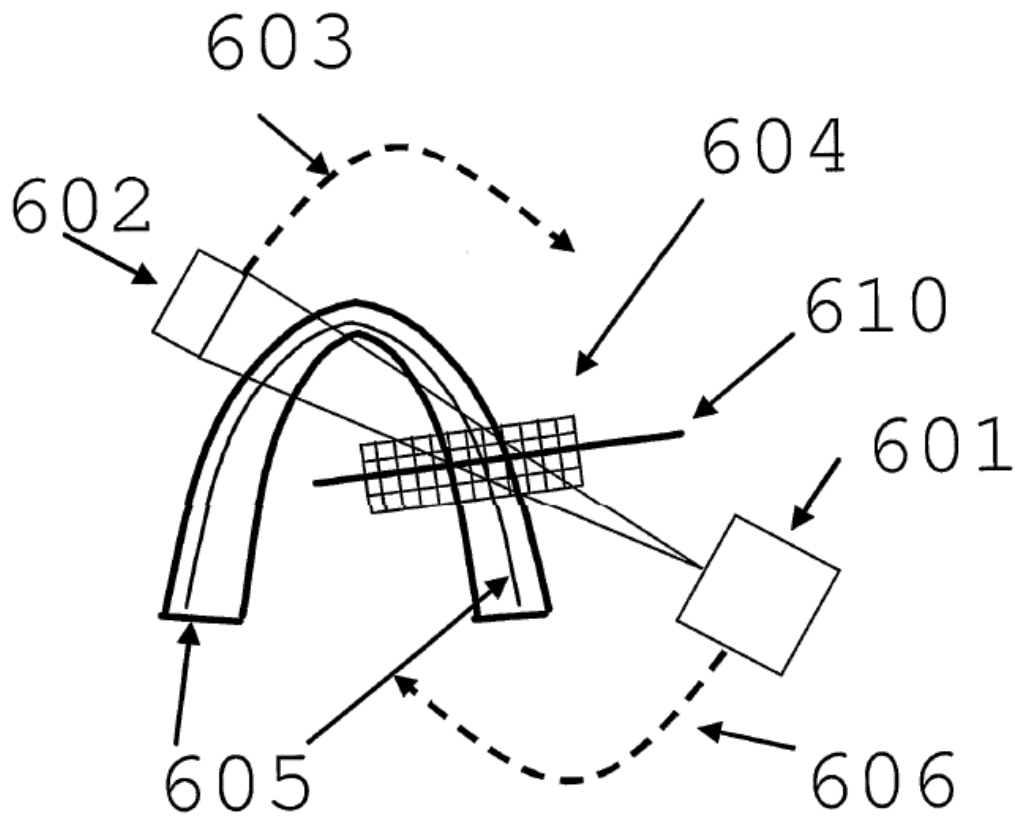


Figura 6a

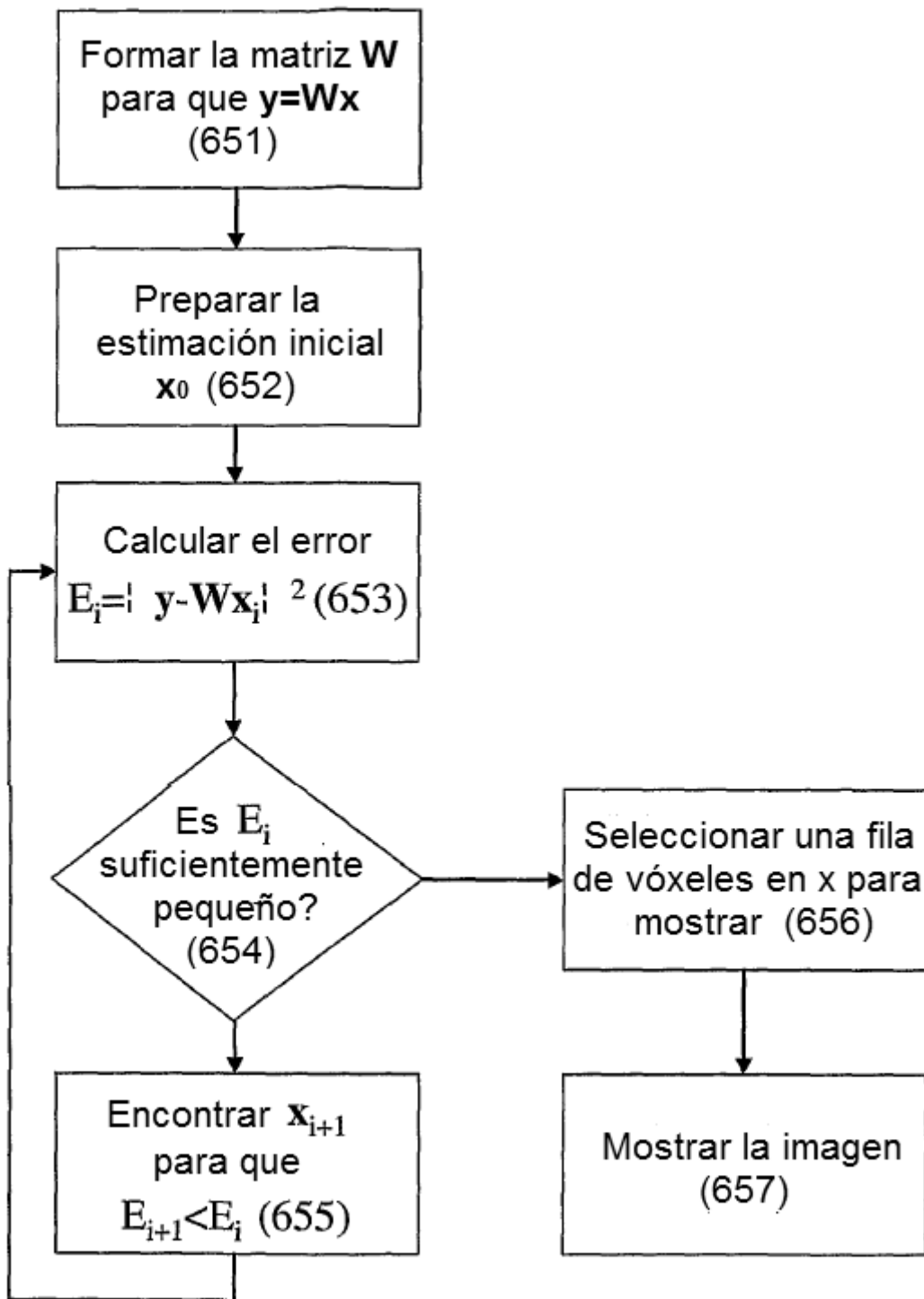


Figura 6b

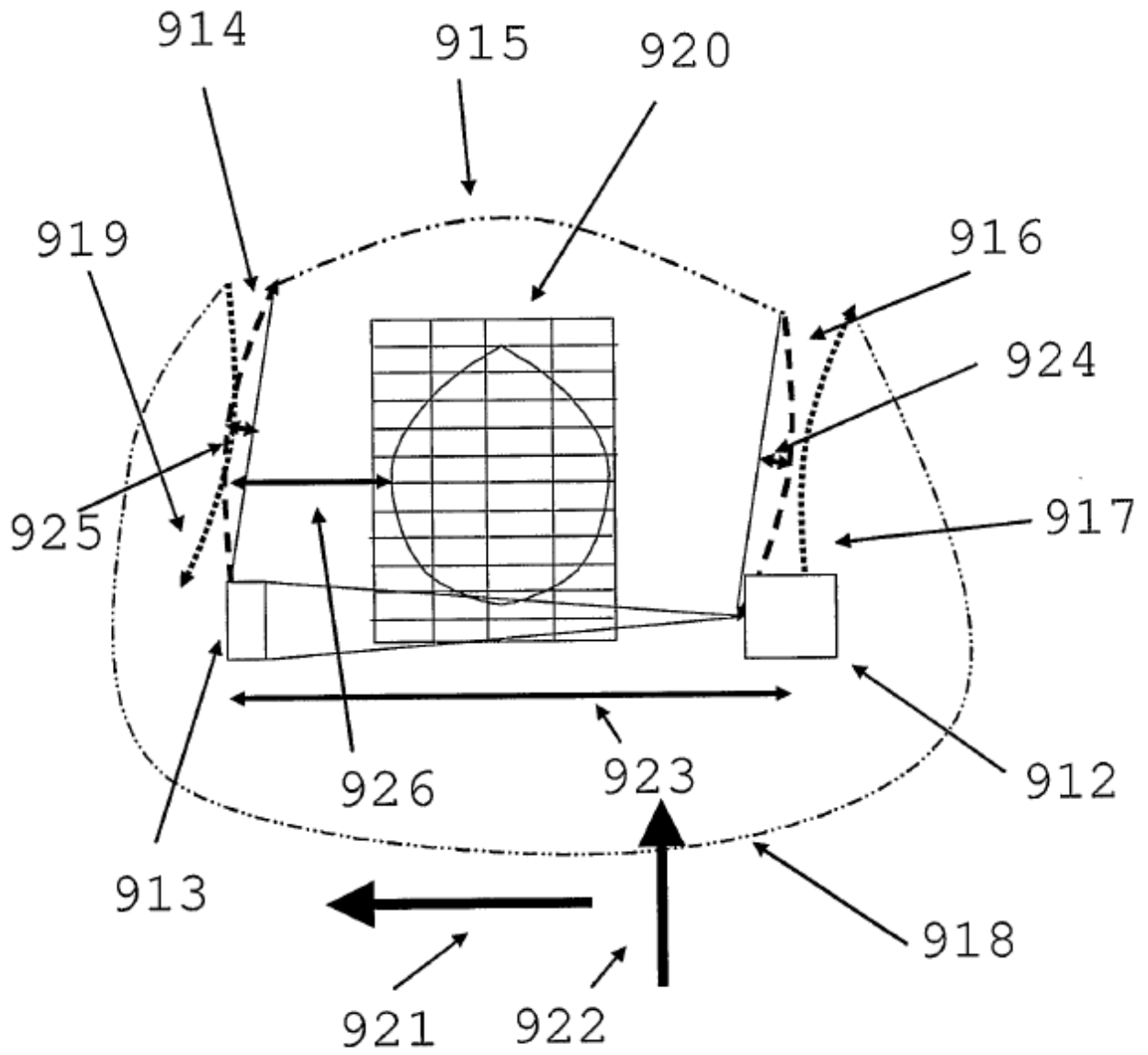


Figura 7

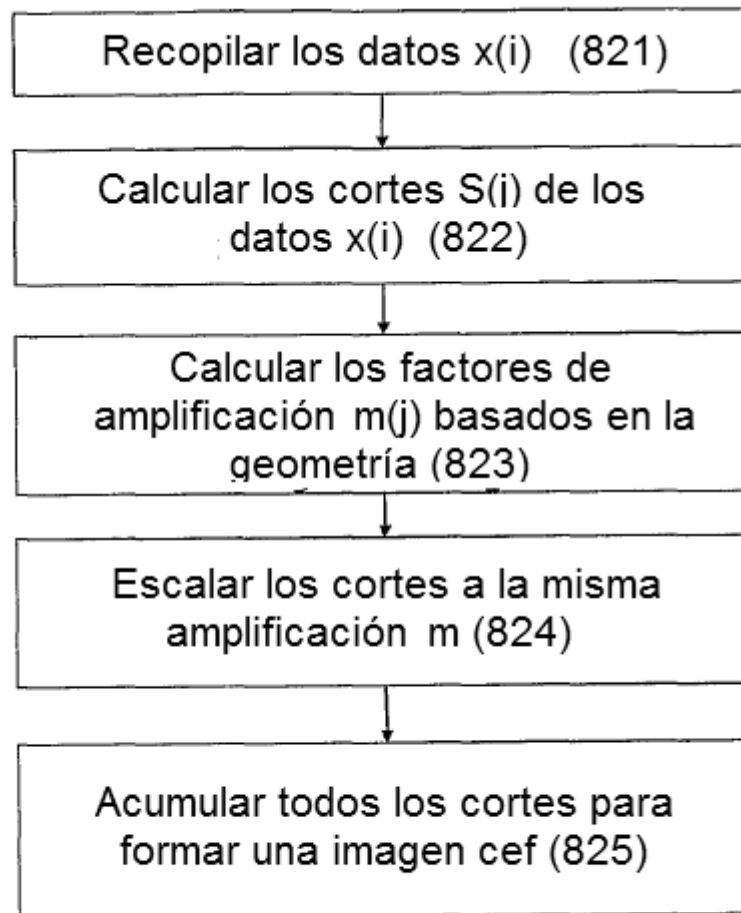


Figura 8a

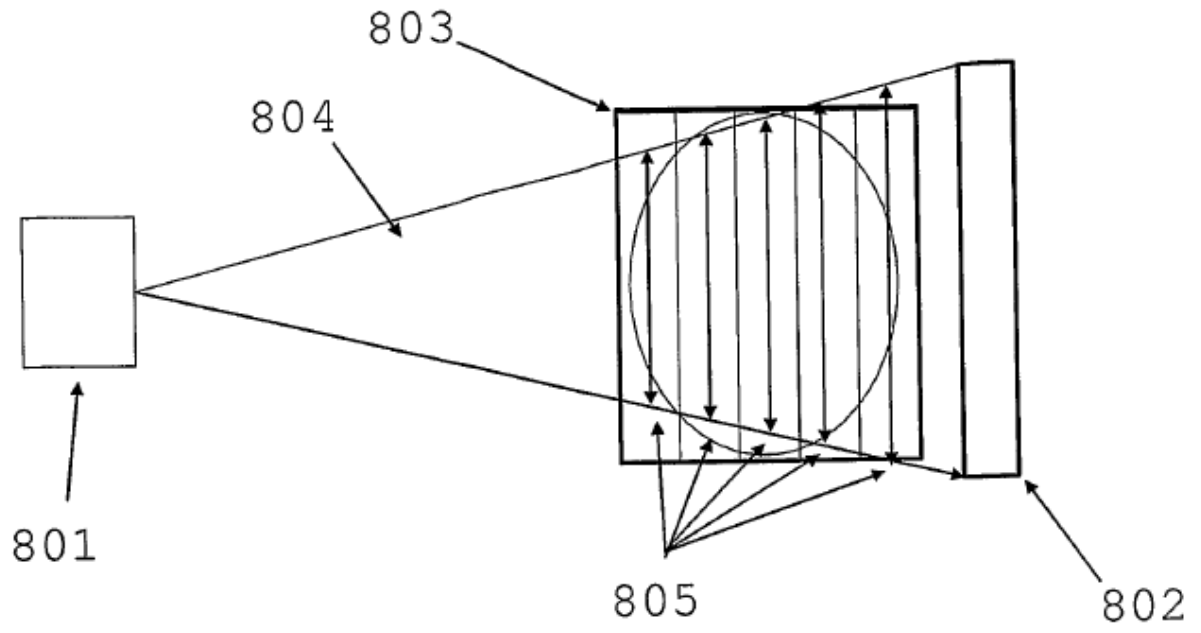


Figura 8b

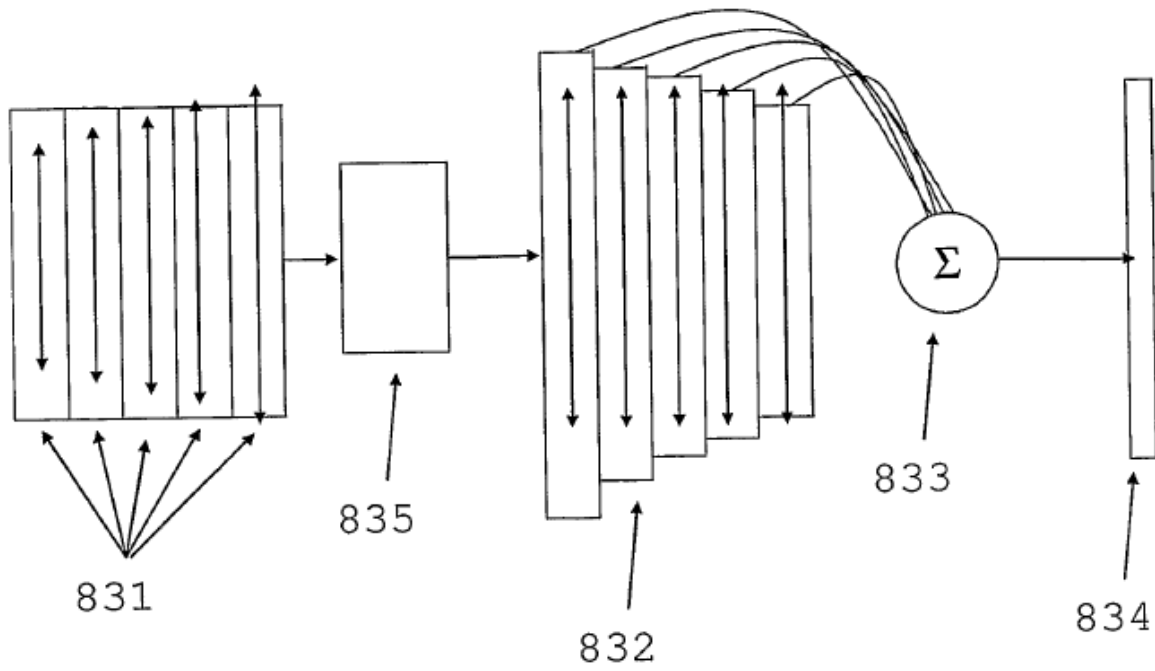


Figura 8c

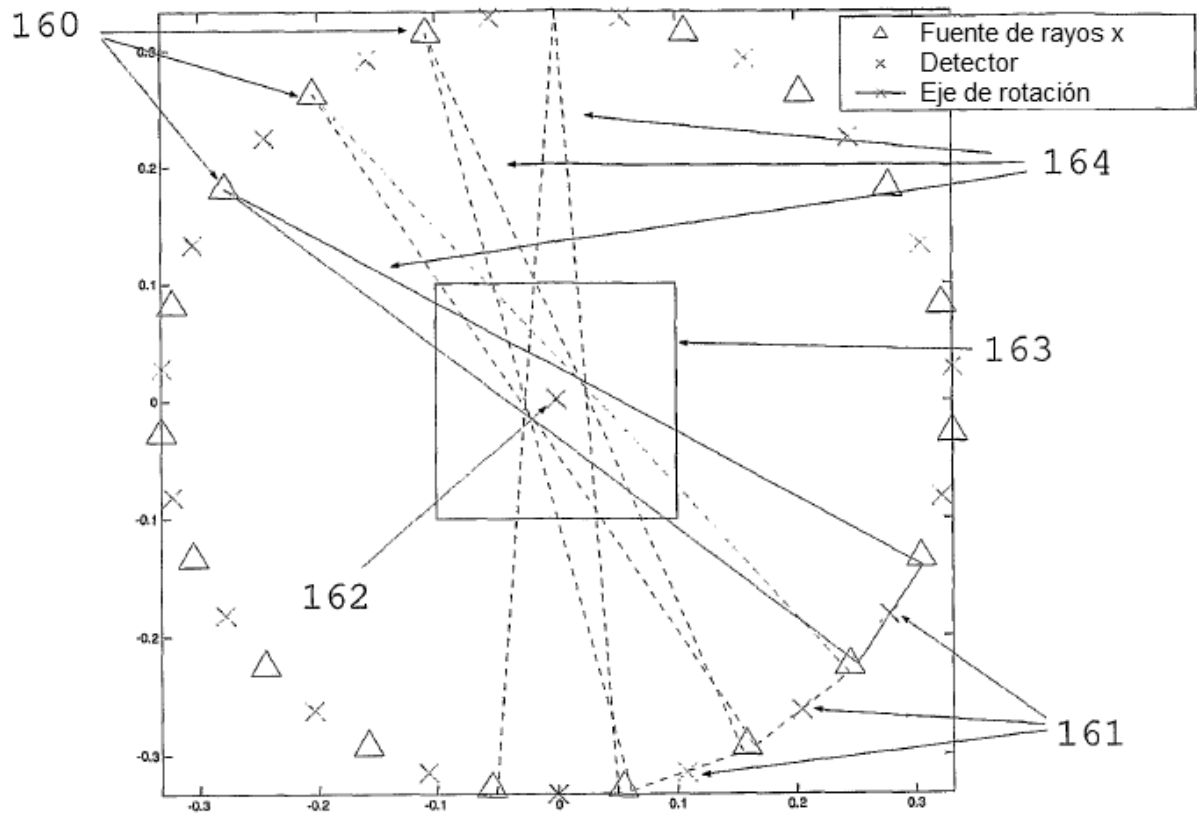


Figura 9a

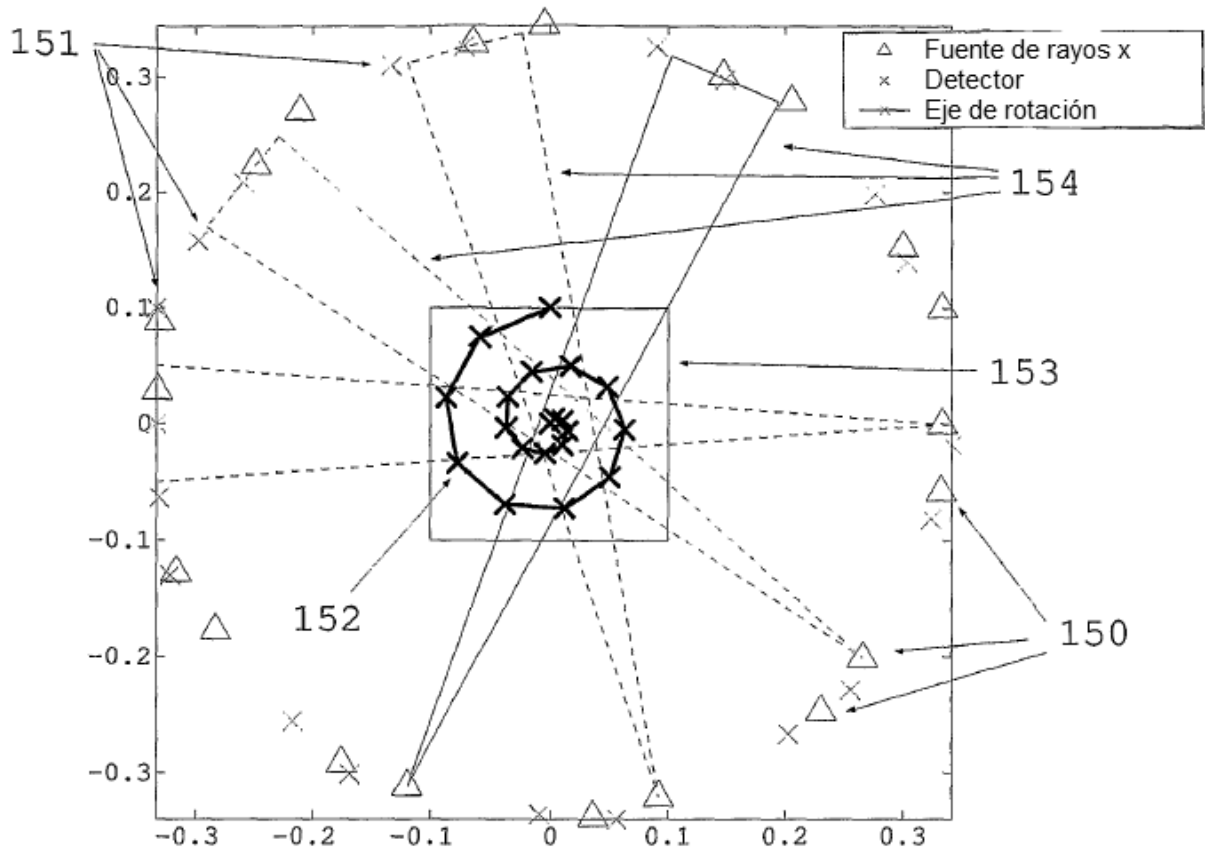


Figura 9b

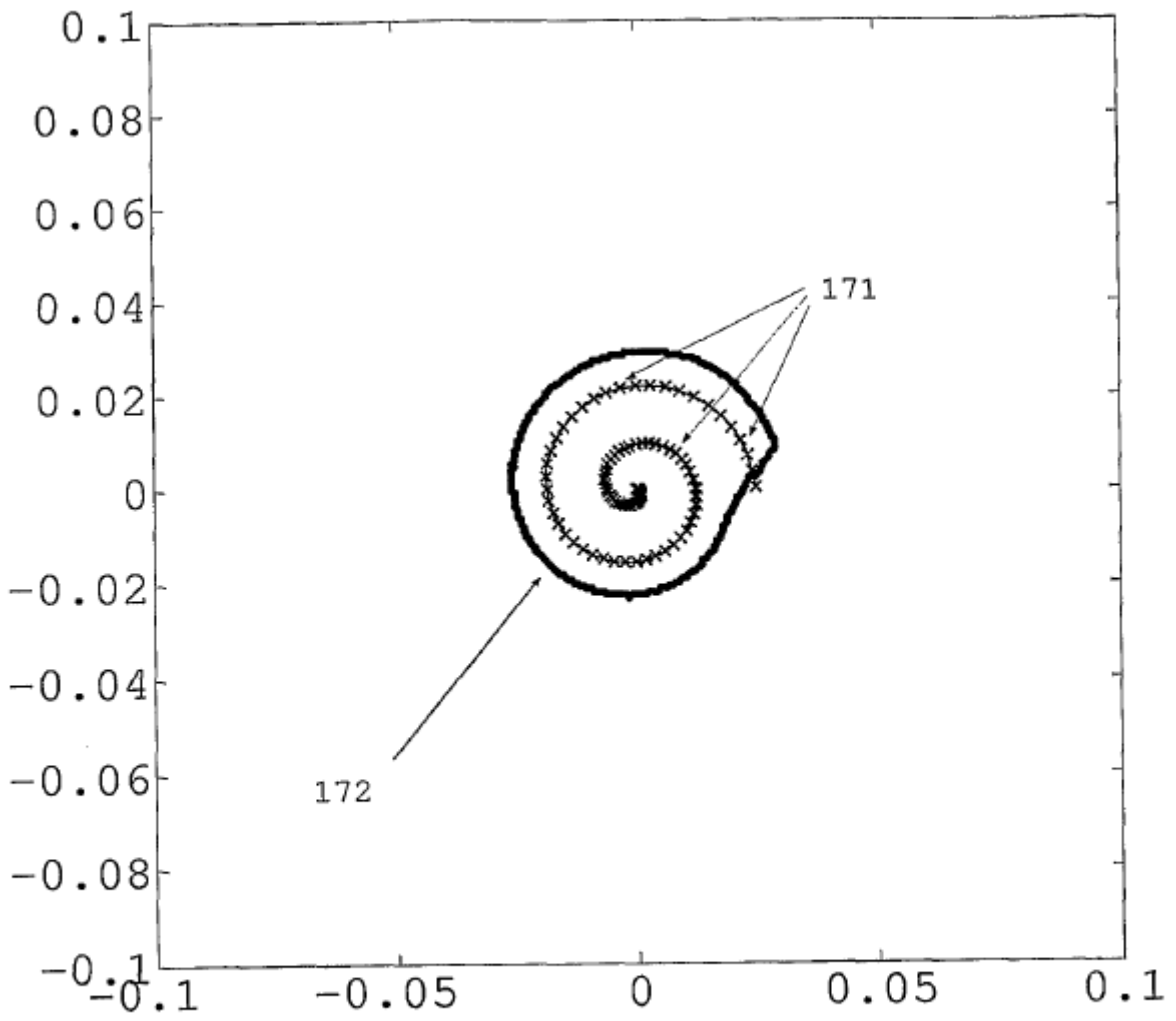


Figura 10a

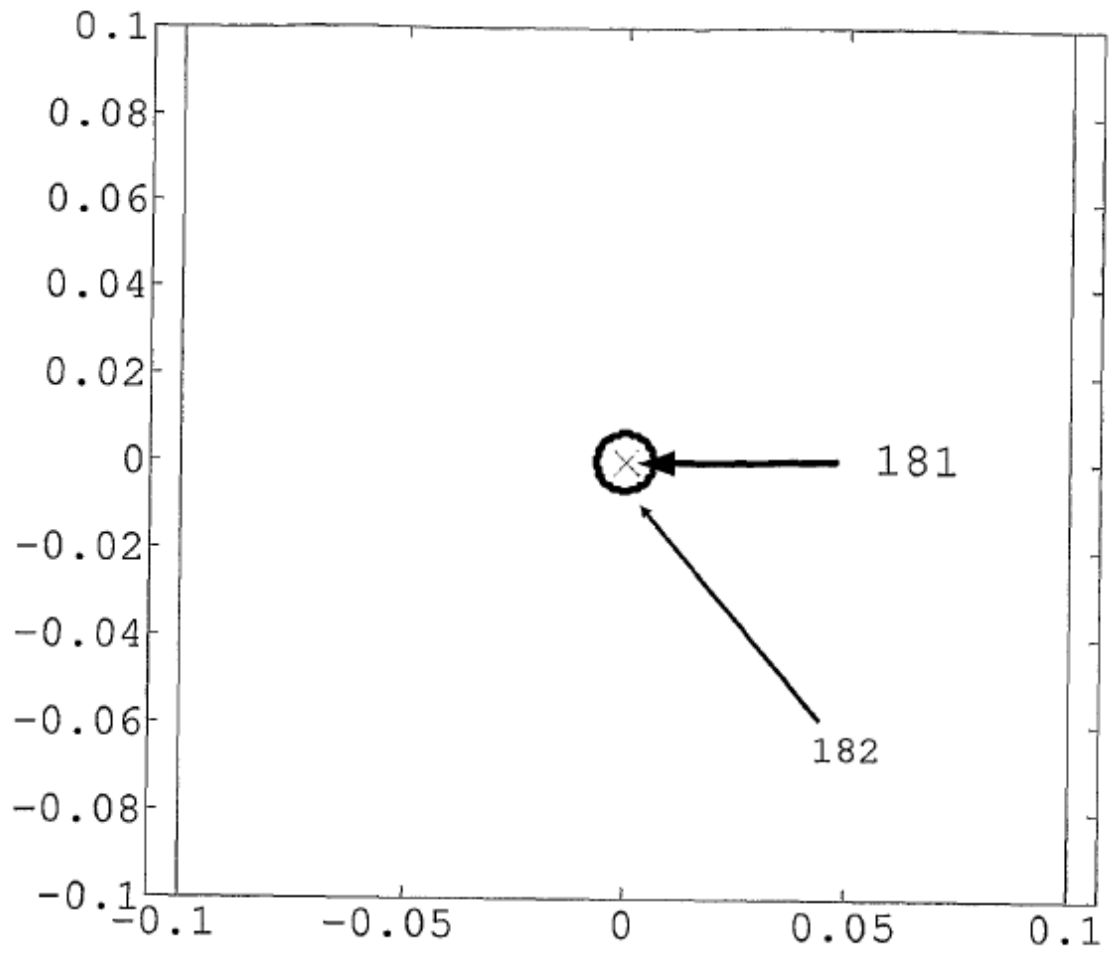


Figura 10b

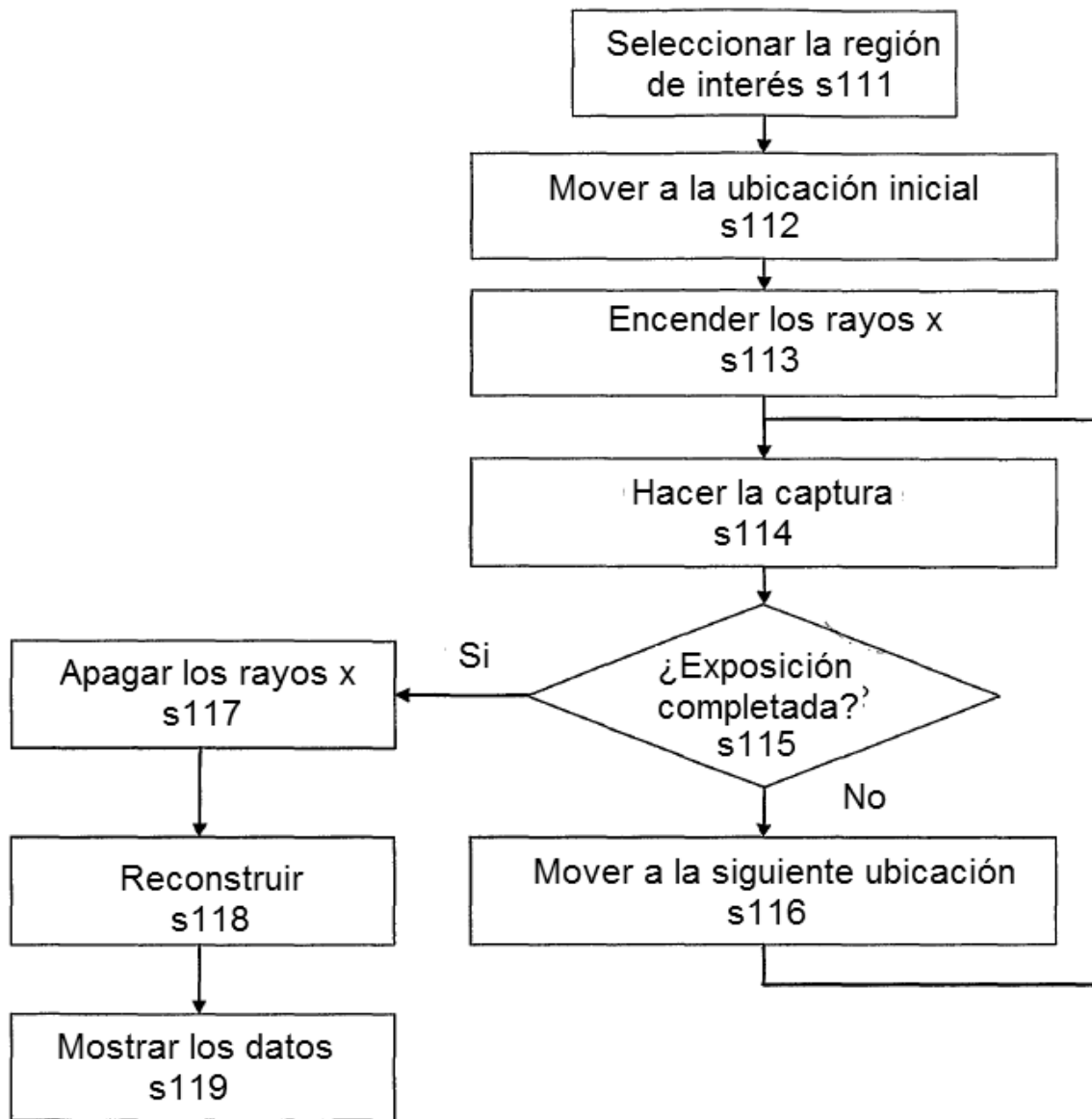


Figura 11a

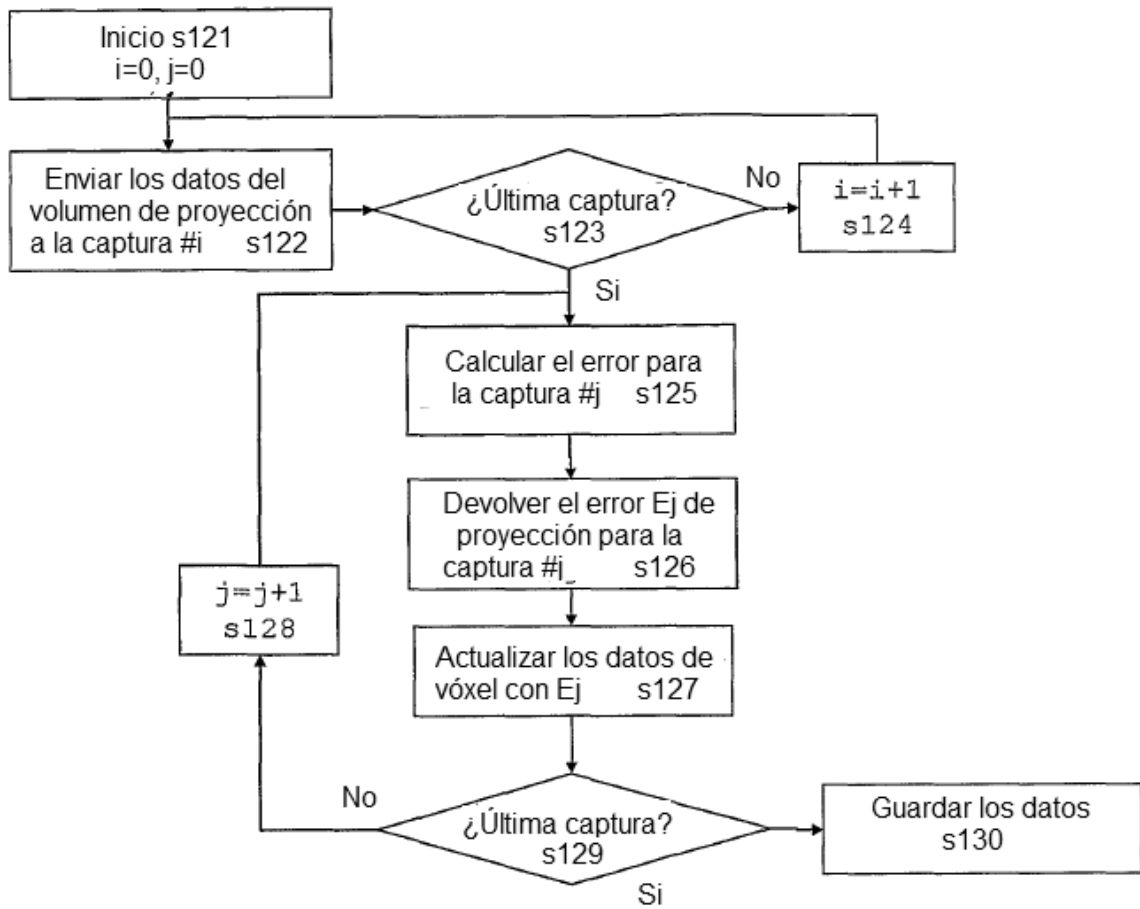


Figura 11b

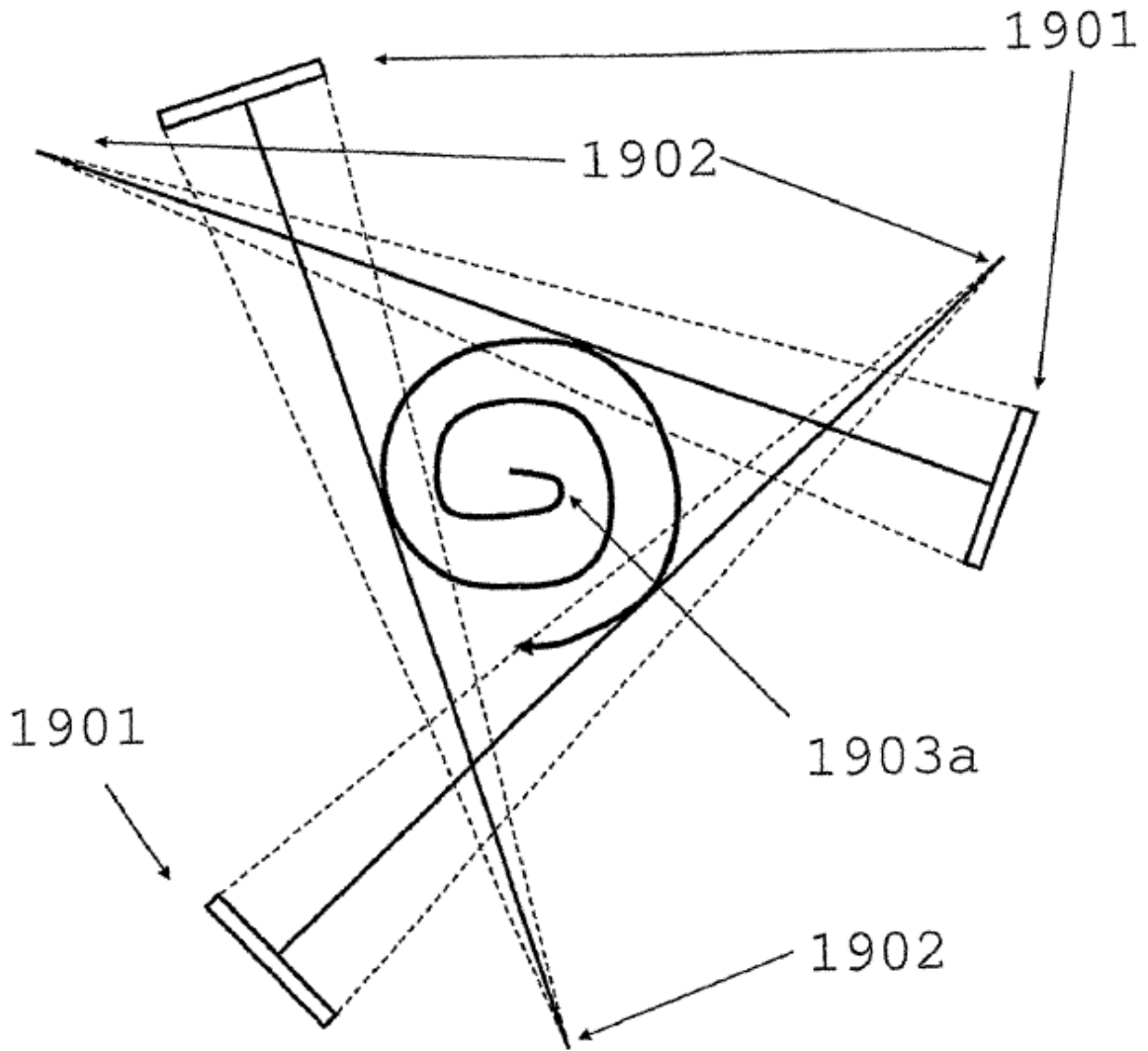


Figura 12a

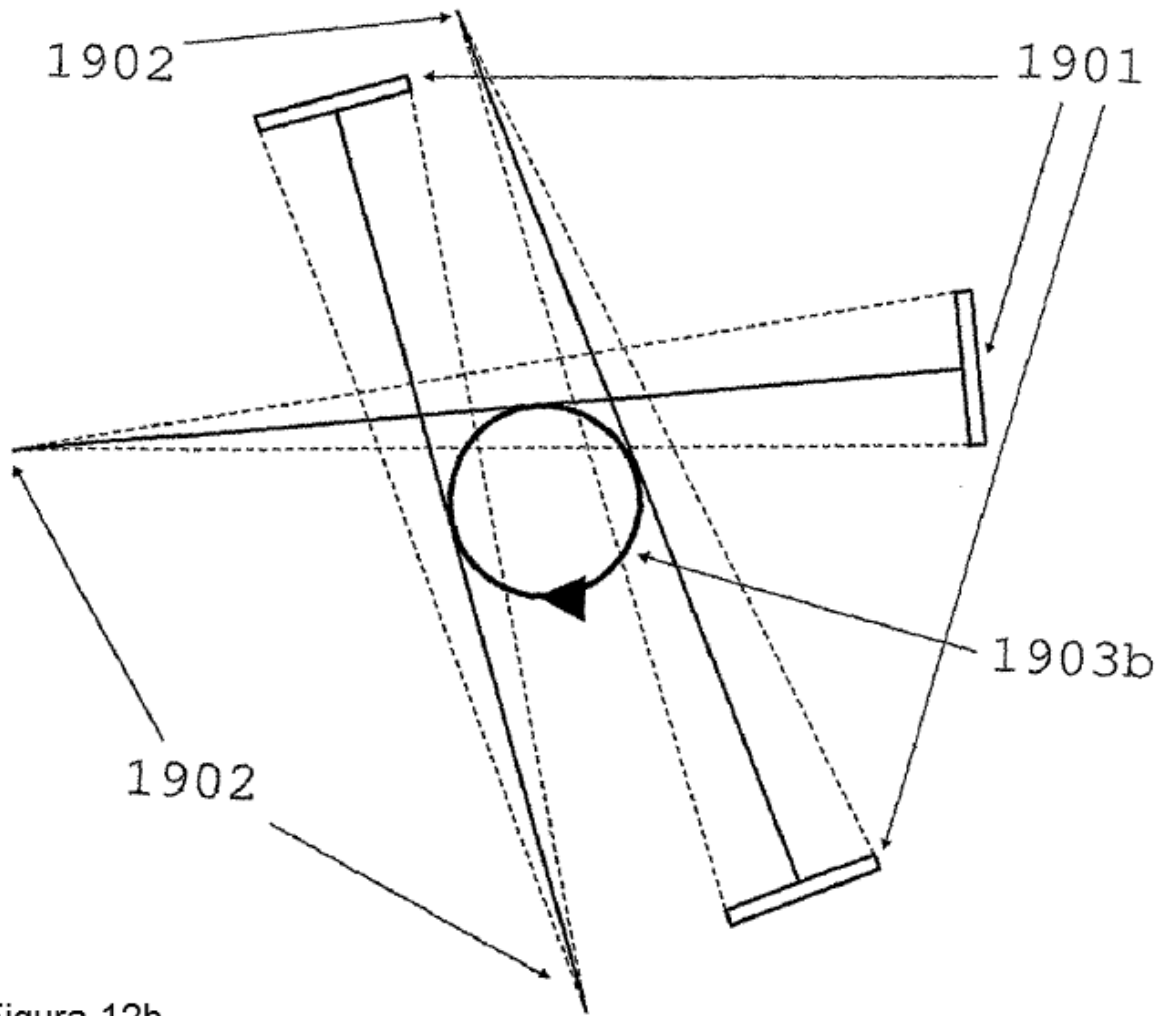


Figura 12b

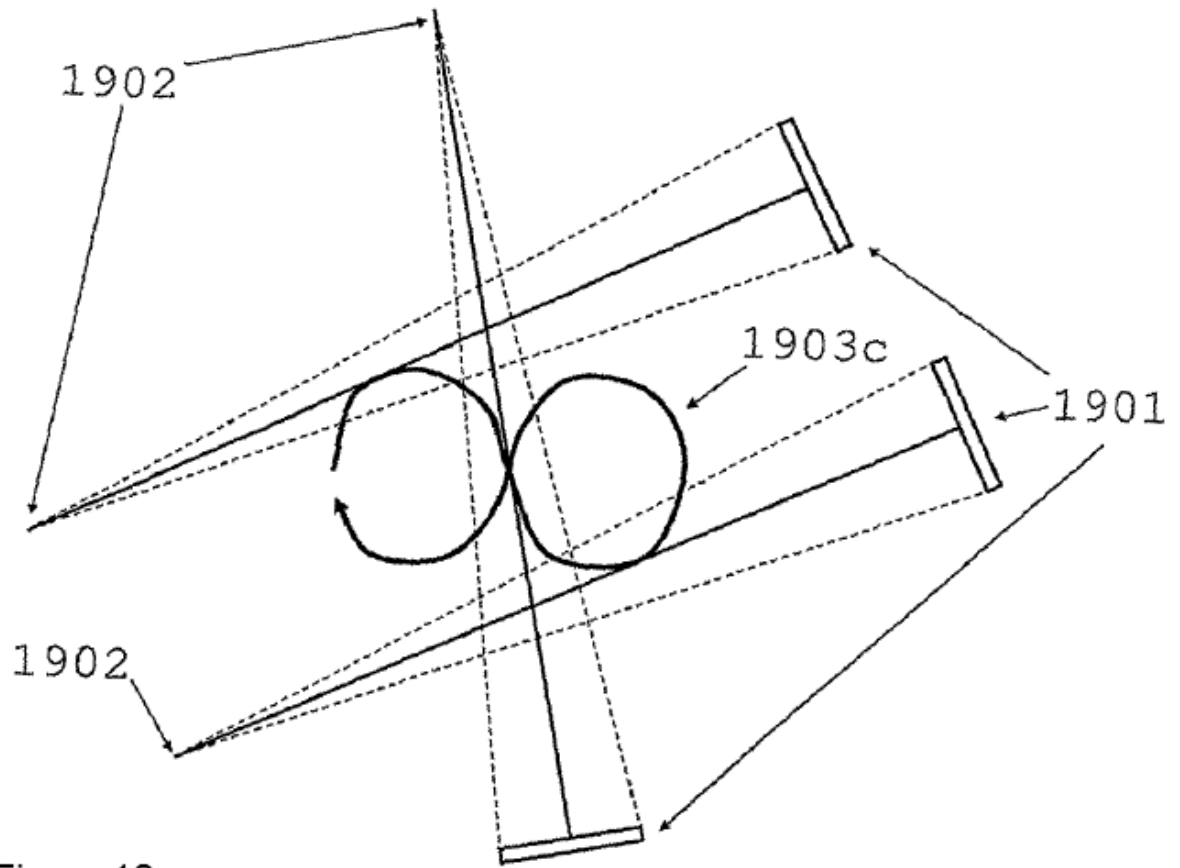


Figura 12c

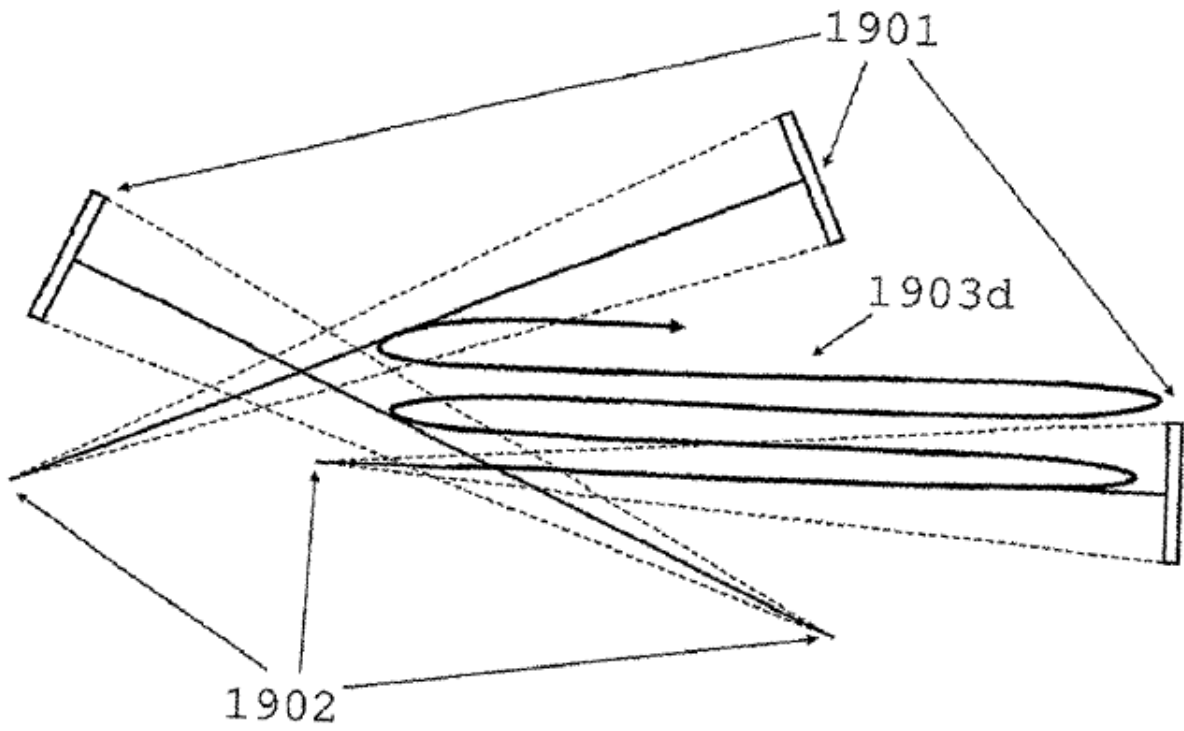


Figura 12d