

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 509 941**

51 Int. Cl.:

A61B 6/06

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.12.2010 E 10809278 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.08.2014 EP 2512346**

54 Título: **Aparato de radiología dental que proporciona una imagen cefalométrica y procedimiento asociado**

30 Prioridad:

16.12.2009 FR 0959083

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

20.10.2014

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

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

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 509 941 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Aparato de radiología dental que proporciona una imagen cefalométrica y procedimiento asociado

La presente invención se refiere a un aparato de radiología dental y a un procedimiento asociado.

5 En el campo de la radiología dental, es conocido realizar clichés cefalométricos de la cabeza de un paciente en una vista de frente y/o de perfil.

Estos clichés se obtienen a partir de un aparato de radiología que comprende un generador de rayos X y un sensor de rayos X. El sensor se sitúa frente al generador y la cabeza del paciente se instala entre el generador y el sensor.

El generador emite una radiación en forma de un haz cónico de rayos X en dirección a la cabeza del paciente y el sensor recibe la radiación que ha irradiado la cabeza.

10 Esta radiación recibida permite obtener una proyección completa del cráneo (tejidos duros) del paciente que constituye un cliché cefalométrico.

Esta proyección se obtiene mediante el barrido de la cabeza del paciente a partir de un movimiento continuo sincronizado entre una ranura de colimación y el sensor, por ejemplo realizado en forma de una barra CCD dispuesta detrás de la cabeza.

15 Dicho barrido dura entorno a 10 segundos.

Con la finalidad de reducir el efecto de cono del haz de rayos X que se traduce en importantes distorsiones geométricas (el lado del cráneo situado más cerca del sensor es mayor que el lado opuesto del cráneo), el sensor se sitúa a una distancia suficientemente grande del generador (por ejemplo de 1,60 m, e incluso más) y la cabeza del paciente se sitúa mucho más cerca del sensor que del generador.

20 A partir de uno o de varios clichés cefalométricos (de perfil, de frente...) un facultativo, por ejemplo un ortodoncista, establece un diagnóstico que establece determinados defectos que hay que corregir en el paciente. El facultativo toma a continuación unas medidas y/o realiza unas líneas con el fin de determinar las correcciones que hay que realizar y el tratamiento adecuado.

25 Para poder visualizar de forma previsible los efectos a lo largo del tiempo de las correcciones y del tratamiento considerados en el rostro del paciente, también se prevé realizar uno o varios clichés fotográficos del rostro.

De este modo, en la práctica, el facultativo toma un cliché fotográfico, por ejemplo en una vista de perfil de la cabeza del paciente, y conserva únicamente su contorno.

A continuación, este cliché se superpone mediante un programa informático al cliché cefalométrico realizado en una vista de perfil de la cabeza del paciente.

30 A partir del momento en que el facultativo ha determinado las correcciones y el tratamiento adaptados al paciente, este puede simular sus efectos en el rostro del paciente y visualizarlos.

35 De manera más particular, el programa informático del cual dispone el facultativo le permite visualizar, en una primera imagen que corresponde al estado actual del paciente, el cliché fotográfico que muestra los tejidos blandos del cráneo (nariz, labios...) superpuesto al cliché cinematográfico que representa los tejidos duros (huesos, dientes...).

El programa informático permite a continuación, mediante cálculo, a partir de los datos seleccionados por el facultativo cuando este ha determinado las correcciones y el tratamiento adecuados, deformar en consecuencia el cliché cefalométrico con el fin de simular los efectos a lo largo del tiempo de las correcciones y del tratamiento seleccionados en los tejidos duros.

40 El cliché fotográfico también se deforma de la forma correspondiente mediante un algoritmo de morfismo.

Por último, el programa informático permite visualizar una segunda imagen que superpone el cliché fotográfico y el cliché cefalométrico deformados y que representa la evolución de la cabeza del paciente después de correcciones y tratamiento.

45 De este modo, se puede controlar de forma previsible la evolución del tratamiento visualizando las dos imágenes de forma simultánea.

No obstante, para que los clichés fotográficos y cefalométricos se puedan superponer de forma satisfactoria, el solicitante se ha percatado de que los clichés deben tomarse con el mismo ángulo de visión.

Por otra parte, el generador de rayos X está provisto de un colimador cuyas dimensiones se calculan para adaptarse a una cabeza de dimensiones medias.

Ahora bien, el solicitante se ha percatado de que las cabezas humanas presentan una gran dispersión en sus dimensiones.

De este modo, para una persona que tiene una cabeza cuyas dimensiones son superiores a las mencionadas dimensiones medias, el o los clichés cefalométricos mostrarán un cráneo truncado.

- 5 Por el contrario, el o los clichés cefalométricos obtenidos para una cabeza cuyas dimensiones son inferiores a las dimensiones medias mostrarán la totalidad del cráneo así como una zona de contorno innecesaria.

Por lo tanto, la persona habrá recibido una sobredosis de radiación innecesaria.

La presente invención pretende resolver al menos uno de los inconvenientes mencionados con anterioridad proponiendo un aparato de radiología dental que comprende:

- 10 – un generador de rayos X adaptado para generar un haz de rayos X en dirección a la cabeza de un paciente;
– unos medios de colimación adaptados para conferir al haz de rayos X generado unas dimensiones determinadas;
– un sensor dispuesto frente al generador, que recibe la proyección radiológica del haz colimado que ha irradiado la cabeza del paciente y que proporciona una imagen cefalométrica de la cabeza del paciente,
15 caracterizado porque el aparato comprende:
– unos medios de adquisición de al menos una imagen fotográfica de la cabeza del paciente;
– unos medios de regulación de los medios de colimación en función de dicha al menos una imagen fotográfica con el fin de que las dimensiones del haz de rayos X colimado sean ajustadas a las dimensiones de la cabeza del paciente.

- 20 Al captar una o varias imágenes fotográficas de la cabeza del paciente y, de manera más particular, de su perfil y al colimar el haz de rayos X de forma supeditada a la imagen o a las imágenes fotográficas así adquiridas, se pueden ajustar las dimensiones del haz colimado a las dimensiones de la cabeza del paciente y, de manera más particular, a las dimensiones de su perfil.

- Una imagen fotográfica o fotografía de la cabeza de un paciente captura las partes visibles de la cabeza y del rostro, y en particular el contorno de la cabeza (en una vista de frente o de perfil). En general, dicha imagen es por lo tanto representativa de los tejidos blandos de la cabeza del paciente (nariz, labios...). Dicha imagen no captura las partes ocultas de la cabeza y que representan en particular los tejidos duros (huesos, dientes...). Estas partes las capta en efecto el sensor radiológico que recibe los rayos X que han irradiado la cabeza del paciente. Dicho sensor proporciona una imagen cefalométrica de la cabeza del paciente que es, por lo tanto, diferente de la imagen
30 fotográfica antes mencionada.

Hay que señalar que los medios de adquisición de imagen (imágenes) fotográfica(s) son distintos del sensor radiológico que forma un medio de adquisición de imagen (imágenes) cefalométrica(s).

- De acuerdo con una característica, el sensor es un sensor de superficie con matriz de píxeles que presenta unas dimensiones que engloban las dimensiones de la proyección radiológica del haz que irradia la cabeza del paciente.
35 La adquisición de la proyección radiológica se lleva a cabo de forma instantánea.

De acuerdo con una característica, el generador de rayos X comprende un foco de emisión de los rayos X, estando situados los medios de adquisición de al menos una imagen fotográfica lo más cerca posible del foco.

- Al disponer de la forma más próxima posible los medios de adquisición de imagen del foco de emisión de los rayos X, se garantiza de este modo que los clichés fotográficos y cefalométricos se toman con la misma angulación o, en todo caso, en una angulación muy próxima, teniendo en cuenta la distancia entre el foco de emisión de los rayos X y la cabeza del paciente que está relativamente alejada.
40

En efecto, conviene señalar que la distancia entre los medios de adquisición de al menos una imagen fotográfica y el foco de emisión es pequeña comparada con la distancia entre el foco y la cabeza del paciente.

Esta distancia está, por ejemplo, en una proporción de 1 a 15.

- 45 De acuerdo con una característica, los medios de colimación comprenden un colimador con ranura regulable.

De este modo, resulta especialmente simple regular los medios de colimación en función de la imagen o de las imágenes fotográficas capturada procediendo al ajuste de la ranura de forma adecuada.

De acuerdo con una característica, el colimador con ranura regulable comprende unos medios de ajuste del alargamiento de la ranura en unas direcciones perpendiculares entre sí.

- 50 De acuerdo con una característica, los medios de ajuste son independientes según las direcciones, lo que aporta una gran flexibilidad para el ajuste.

De acuerdo con una característica, la ranura regulable está delimitada por cuatro bordes que se pueden desplazar de forma independiente el uno del otro.

De acuerdo con una característica, el aparato comprende unos medios de obtención del contorno de la cabeza del paciente a partir de dicha al menos una imagen fotográfica adquirida.

5 Este contorno contiene la suficiente información para permitir regular los medios de colimación.

De acuerdo con una característica, los medios de regulación están adaptados para regular los medios de colimación en función de las dimensiones del contorno de la cabeza del paciente con el fin de que las dimensiones del haz de rayos X colimado sean ajustadas a las dimensiones del contorno de la cabeza del paciente.

10 Las dimensiones del haz colimado, y en particular la anchura del haz en su base que está cerca del foco de emisión, pueden supeditarse al contorno de la cabeza del paciente obtenido de este modo.

Esto permite ajustar las dimensiones del haz colimado a las dimensiones del contorno de la cabeza del paciente.

La invención también tiene por objeto, de forma correspondiente, un procedimiento para producir una imagen cefalométrica de la cabeza de un paciente que comprende las siguientes etapas:

- 15
- generación por un generador de rayos X de un haz de rayos X en dirección a la cabeza de un paciente;
 - colimación del haz de rayos X generado con el fin de conferirle unas dimensiones dadas;
 - recepción por un sensor enfrentado a la proyección radiológica del haz colimado que ha irradiado la cabeza del paciente;
 - suministro de una imagen cefalométrica a partir de la proyección radiológica recibida,

caracterizado porque el procedimiento comprende, además, las siguientes etapas:

- 20
- adquisición de al menos una imagen fotográfica de la cabeza del paciente;
 - regulación de la colimación del haz de rayos X en función de dicha al menos una imagen fotográfica con el fin de que las dimensiones del haz de rayos X colimado sean ajustadas a las dimensiones de la cabeza del paciente.

25 El procedimiento de acuerdo con la invención comprende las mismas ventajas que las que se han descrito brevemente con anterioridad en referencia al aparato de radiología dental y por lo tanto no se repetirán aquí.

De acuerdo una característica, el sensor es un sensor de superficie con matriz de píxeles que presenta unas dimensiones que engloban las dimensiones de la proyección radiológica del haz que ha irradiado la cabeza del paciente, realizándose la captura de la proyección radiológica de forma instantánea.

30 De acuerdo con una característica, la etapa de regulación de la colimación del haz de rayos X en función de dicha al menos una imagen fotográfica comprende el ajuste de las dimensiones del haz.

De acuerdo con una característica, el generador de rayos X comprende un foco de emisión de los rayos X, realizándose la captura de dicha al menos una imagen fotográfica a partir de un emplazamiento que está lo más cerca posible del foco.

35 De acuerdo con una característica, la etapa de regulación del haz de rayos X en función de dicha al menos una imagen fotográfica comprende el ajuste de las dimensiones del haz.

De acuerdo con una característica, el ajuste de las dimensiones del haz comprende de manera más particular el ajuste del alargamiento de una ranura de colimación en unas direcciones perpendiculares entre sí.

De acuerdo con una característica, el procedimiento comprende una etapa de obtención del contorno de la cabeza del paciente a partir de dicha al menos una imagen fotográfica adquirida.

40 De acuerdo con una característica, la regulación de la colimación se lleva a cabo en función de las dimensiones del contorno de la cabeza del paciente con el fin de que las dimensiones del haz de rayos X colimado sean ajustadas a las dimensiones del contorno.

Se mostrarán otras características y ventajas en la descripción que viene a continuación, dada únicamente a título de ejemplo no limitativo y que se hace en referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

- 45
- la figura 1 es una vista esquemática general de un aparato de radiología de acuerdo con la invención;
 - las figuras 2a y 2b ilustran respectivamente unos medios de colimación utilizados en el aparato de la figura 1;
 - la figura 2c ilustra de forma esquemática una ranura de colimación obtenida con los medios de las figuras 2a y 2b;
- 50
- la figura 3a ilustra de forma esquemática en una vista de frente el extremo 16b del aparato de la figura 1;

- la figura 3b ilustra de forma esquemática la disposición de los medios de adquisición de un cliché fotográfico, del foco de emisión de los rayos X, de la cabeza de un paciente y del sensor 20;
- la figura 4 ilustra un algoritmo de un procedimiento de producción de una imagen cefalométrica;
- 5 - las figuras 5a y 5b ilustran de forma esquemática la proyección radiológica de un haz que irradia la cabeza de un paciente con los bordes de un colimador no ajustado;
- las figuras 5c y 5d ilustran de forma esquemática la proyección radiológica de un haz que irradia la cabeza de un paciente con los bordes del colimador ajustado;
- la figura 6 ilustra de forma esquemática la superposición de los clichés cefalométricos y fotográficos;
- la figura 7 ilustra de forma esquemática una vista ampliada de una parte de la imagen de la figura 6;
- 10 - la figura 8 ilustra de forma esquemática los tejidos duros del cliché cefalométrico deformados mediante cálculo.

Como se muestra en la figura 1 y se designa con la referencia general 10, un aparato de radiología dental de acuerdo con la invención es un aparato del tipo cefalométrico. Este aparato permite producir unas imágenes o clichés cefalométricos de la cabeza de un ser humano. El aparato comprende un bastidor 12 fijo, por ejemplo una estructura de soporte vertical alineada en el eje Z, sobre la cual está montada una unidad radiográfica 14 que se va a describir a continuación.

Esta unidad comprende una estructura 16 que comprende una viga horizontal 16a que forma un soporte el cual comprende, en un extremo, un brazo vertical 16b que desciende desde la viga horizontal y, en el extremo opuesto alejado, un brazo 16c que es a la vez horizontal y vertical.

20 Una fuente o generador de rayos X 18 está montada de manera fija sobre el brazo 16b, mientras que un sensor de rayos X 20 está montado sobre el brazo 16c alejado que permite situar al sensor a una gran distancia del generador, por ejemplo a 4 m de este.

De este modo el generador 18 y el sensor 20 están dispuestos enfrentados uno al otro y están en una relación geométrica fija uno con respecto al otro.

25 La estructura 16 que sirve como soporte para el generador 18 y para el sensor 20 constituye el núcleo de la unidad radiográfica 14.

El aparato de radiología 10 también comprende un dispositivo de posicionamiento 21 fijado al brazo 16c delante del sensor 20 y que permite inmovilizar la cabeza del paciente mientras se toman los clichés radiográficos, durante el funcionamiento del aparato. De este modo, la cabeza está intercalada entre el generador 18 y el sensor 20. De manera más particular, el dispositivo 21 comprende, por una parte, una horquilla vertical descendente 21a cuyos dos brazos presentan unos extremos libres enfrentados destinados a colocarse en las orejas del paciente y, por otra parte, una barra vertical 21b descendente, destinada a ponerse en contacto con la frente del paciente con el fin de impedir un movimiento adelante-atrás de la cabeza.

35 El generador de radiación está equipado con un soporte 22, dispuesto contra la cara del generador que queda frente al sensor 20 y en la cual está realizada una abertura para la salida de los rayos X que salen del generador.

El soporte está situado delante de esta ventana de salida de los rayos X y comprende unos medios de colimación que se describirán en referencia a las figuras 2a y 2b.

40 De este modo el haz de rayos X colimado tiene una forma de cono 23 que se ha truncado por su paso a través de la ranura enfrentada de sección rectangular. Este haz se alarga en su base (en una sección paralela al plano de la ranura), en una dirección que corresponde a la dirección en la cual se alarga la ranura.

El sensor 20 sujeto al brazo 16c está situado enfrentado al generador 18. Está adaptado, por una parte, para recibir la radiación X proveniente del generador y que ha irradiado el objeto (cabeza de un paciente) situado entre generador y sensor, y por otra parte para transformar esta radiación atenuada por su paso a través del objeto en una señal eléctrica representativa de una imagen radiográfica de este objeto.

45 Hay que señalar que el sensor comprende una matriz de píxeles que está dispuesta en correspondencia con el haz que sale de la ranura de colimación.

Este sensor está, por ejemplo, formado por un escintilador de fósforo que comprende la matriz de píxeles de superficie activa y sus dimensiones son, por ejemplo, de 30 cm (alto) x 30 cm (ancho). Los píxeles de la matriz tienen, por ejemplo, un tamaño de 150 μm y forman de este modo una matriz de 2.000 x 2.000 píxeles. En una alternativa, el sensor está constituido por una matriz de píxeles de transferencia de carga de tipo CCD con un tamaño, por ejemplo, de 5 cm x 5 cm y que está provista de una óptica de focalización con una ampliación óptica de 6. Está prevista una electrónica de control y de alimentación del sensor detrás de este.

Las figuras 2a y 2b ilustran unos medios de colimación 30 que permiten realizar una ranura de colimación de geometría variable.

Están previstos unos medios de ajuste para que se modifique, previa orden, la geometría de la ranura y, en particular, su alargamiento en dos direcciones perpendiculares entre sí, por ejemplo horizontal y vertical.

5 De manera más particular, los medios de ajuste adaptados para modificar el alargamiento de la ranura en una dirección son independientes de los adaptados para modificar el alargamiento en la otra dirección, ofreciendo de este modo una mayor flexibilidad de ajuste.

En el ejemplo ilustrado, el aparato de radiología comprende cuatro medios de ajuste independientes 50, 52, 54, 56 para que se modifique de forma independiente la posición de cada uno de los cuatro bordes 58, 60, 62, 64 que definen la ranura de colimación.

10 En el soporte situado delante de la ventana de salida de la figura 1, se superponen sucesivamente la disposición 30a de la figura 2b, luego la 30b de la figura 2a.

Estas disposiciones no se han representado de forma superpuesta en aras de la claridad.

De manera más particular, la disposición 30a de la figura 2a comprende dos bordes 58, 60 de dos placas 66, 68 dispuestas enfrentadas (por ejemplo rectangulares) y que están fijadas cada una respectivamente a otra placa 70, 72 dispuesta perpendicularmente.

15 De este modo, cada par de placas 66, 70 y 68, 72 forma una L o una L girada 180°.

La segunda placa 70, 72 de cada par está provista, en uno de sus bordes que está opuesto a aquel contra el cual se fija la primera placa, de una hilera longitudinal de dientes 74, 76.

20 Un medio de desplazamiento del borde 58 (respectivamente 60) comprende un motor 50 (respectivamente 52) equipado en su árbol de salida con un piñón dentado 78 (respectivamente 80). Este piñón coopera con los dientes 76 (respectivamente 74) para provocar el desplazamiento de las placas 72 y 68 en la dirección D1 en uno u otro sentido en función del sentido de rotación del piñón.

25 Está prevista una luz de guiado 82 (respectivamente 84) en la segunda placa 72 (respectivamente 70) y dos pasadores guidores 86, 88 (respectivamente 90, 92) solidarios con el soporte antes mencionado están situados dentro de esta ranura para guiar longitudinalmente el desplazamiento de la placa correspondiente y, por lo tanto, del borde correspondiente.

Esta disposición permite, al ajustar la separación de los bordes opuestos 58 y 60 en la dirección D1, ajustar una de las dimensiones de la ranura y, por lo tanto, su alargamiento en una dirección.

De igual forma, la disposición ilustrada 30b en la figura 2b permite, al ajustar la separación de los bordes opuestos 62 y 64 en la dirección perpendicular D2, ajustar una de las dimensiones de la ranura en otra dirección.

30 De este modo, al acercar los bordes 62 y 64 y al separar los bordes 58 y 60 se conforma la ranura de forma alargada en la dirección D1. Se obtiene entonces una ranura alargada a lo largo del eje Z que se representa en la figura 2c.

Por el contrario, si los bordes 62 y 64 se separan y los bordes 58 y 60 se acercan, la forma alargada de la ranura se realiza en la dirección D2. De este modo se obtiene una ranura alargada a lo largo de un eje perpendicular al eje Z.

35 También se puede ajustar la separación de los bordes opuestos 58, 60 y 62, 64 con el fin de obtener una ranura de forma cuadrada o próxima a dicha forma.

40 Los diferentes elementos representados en la figura 2b, esto es la primera y la segunda placas 100, 102 (respectivamente 104, 106), las ranuras 108 (respectivamente 110), el motor 54 (respectivamente 56) y su piñón dentado 116 (respectivamente 118), así como los pasadores guidores 120, 122 (respectivamente 124, 126) en la luz de guiado 128 (respectivamente 130) son idénticos a los correspondientes de la figura 2a, pero solo están desplazados 90°.

El aparato de la figura 1 también comprende, como se representa en la figura 3a (una vista de frente del brazo 16b), unos medios 132 de captación de al menos una imagen fotográfica del objeto colocado entre el generador de rayos X y el sensor, esto es la cabeza de un paciente.

45 En la figura 3a también se ha representado, en la parte baja del brazo 16b, el soporte 22 colocado delante del generador 18, los medios de colimación 30 con línea de puntos y una ranura de colimación 133 colocada delante de la ventana de salida de los rayos X.

50 Los medios 132 que presentan, por ejemplo, la forma de una cámara fotográfica provista de un objetivo 134, están situados lo más cerca posible del foco de emisión de los rayos X. En el ejemplo de la figura 3a, los medios 132 están dispuestos por encima del generador y desplazados lateralmente con respecto a este último. Sin embargo, se pueden considerar otras disposiciones, en función de las limitaciones ambientales.

Estos medios 132 también se han representado en la figura 3b con la letra A, mientras que el foco de emisión se representa con la letra F.

La distancia d entre los medios de adquisición de una imagen fotográfica y el foco del generador es pequeña en comparación con la distancia L entre el foco y el sensor 20.

- 5 A título de ejemplo, la distancia d es igual a 5 cm y la distancia L es igual a 170 mm.

De este modo, al situar los medios de adquisición de imagen lo más cerca posible del foco del generador, teniendo en cuenta el espacio disponible alrededor de los medios de colimación colocados delante de la ventana de emisión de los rayos X, se garantiza que el ángulo bajo el cual se toma(n) el o los clichés fotográficos de la cabeza del paciente es muy próximo al ángulo con el cual se emite el haz cónico de rayos X visto por el sensor.

- 10 A título de ejemplo, una distancia de menos de 5 grados proporciona unos buenos resultados.

Por ello, la imagen fotográfica de la cabeza del paciente y la imagen cefalométrica se pueden superponer.

Como se ilustra de forma muy esquemática en la figura 3b, la imagen fotográfica y la imagen cefalométrica las suministran respectivamente los medios de adquisición A y el sensor 20 a una unidad de tratamiento de datos 136 que incluye unos medios de memorización de las imágenes.

- 15 Una pantalla 140 de visualización de las imágenes adquiridas individualmente y superpuestas está, además, conectada a la unidad de tratamiento.

La unidad de tratamiento 136 y los medios de visualización 140 forman parte del aparato de radiología que se ilustra en la figura 1.

La unidad de tratamiento 136 garantiza el control del funcionamiento del aparato 10.

- 20 Esta unidad puede ser, por ejemplo, un ordenador de tipo PC.

Hay que señalar que la matriz de píxeles del sensor 20 presenta unas dimensiones que engloban las dimensiones de la proyección radiológica del haz de rayos X que han irradiado la cabeza P del paciente.

La figura 4 representa un algoritmo que detalla las principales etapas de un procedimiento de acuerdo con la invención y que puede llevar a cabo, por ejemplo, el aparato 10.

- 25 Este algoritmo se memoriza, por ejemplo, en una zona de memoria de la unidad de tratamiento 136 y se ejecuta previa petición.

Para la implementación del procedimiento de acuerdo con la invención, se considera que un paciente está situado entre el generador de rayos X y el sensor ilustrados en la figura 1 y que su cabeza está inmovilizada cerca del sensor, es decir a gran distancia del generador, por ejemplo entorno a 150 cm.

- 30 Cuando el facultativo utiliza el aparato, por ejemplo desde un teclado y un elemento de interacción como un ratón, no representados en las figuras pero que interactúan con la unidad de tratamiento 136 y la pantalla 140 de la figura 3b, se activa un modo de captura de uno o de varios clichés fotográficos de la cabeza del paciente (en una vista de frente o de perfil) en una primera etapa S1.

Este o estos clichés se memoriza(n).

- 35 Durante una segunda etapa S2, se prevé un tratamiento del cliché con el fin de conservar únicamente el contorno de la cabeza del paciente.

En efecto, este contorno solo es suficiente para proporcionar la información necesaria al usuario del aparato.

Este tratamiento lo lleva a cabo la unidad de tratamiento 136 que determina, además, las dimensiones del contorno de la cabeza.

- 40 El algoritmo comprende una tercera etapa S3 de regulación de los medios de colimación en función del o de los clichés fotográficos captados en la etapa S1 y, en particular, de las dimensiones del contorno de la cabeza del paciente obtenidas en la etapa S2.

De este modo, se garantiza que las dimensiones del haz de rayos X emitido por el foco F y colimado por los medios de colimación sean ajustadas a las dimensiones del contorno de la cabeza del paciente.

- 45 De este modo, el o los clichés cefalométricos que va a realizar el aparato estarán perfectamente adaptados a las dimensiones de la cabeza del paciente.

Por lo tanto, la cabeza del paciente no estará cortada en el o los clichés y el paciente no habrá recibido dosis de

radiación innecesarias como sucedía en el pasado.

Desde un punto de vista práctico, la regulación de los medios de colimación consiste en ajustar las dimensiones del haz de rayos X de forma adaptada a las dimensiones del contorno de la cabeza del paciente.

5 Este ajuste comprende, de manera más particular, el ajuste del alargamiento de la ranura de colimación de los medios 30a y 30b ilustrados en las figuras 2a y 2b, en unas direcciones perpendiculares entre sí. Este ajuste lo controla la unidad de tratamiento 136 de la figura 3b a partir de las dimensiones del contorno de la cabeza calculadas en la etapa S2.

10 De forma opcional, el algoritmo puede comprender una etapa S3a de visualización en la pantalla 140 de los bordes de la ranura del colimador proyectados una vez ajustados a las dimensiones del contorno de la cabeza, y que están superpuestos al contorno de la cabeza.

Esta etapa de visualización permite asegurarse de que el ajuste del colimador a la cabeza del paciente es correcto y se puede validar a lo largo de una etapa S3b.

15 En la hipótesis en la que la separación de los bordes de la ranura de colimación no estaría adaptada a las dimensiones del contorno de la cabeza del paciente, ya sea porque esta separación sería demasiado grande o demasiado pequeña con respecto a la cabeza, la etapa S3b también prevé modificar el ajuste de la ranura de colimación con el fin de obtener un ajuste en relación con el contorno de la cabeza del paciente. En una alternativa, la etapa S3b permite volver a unas ventanas de colimación preprogramadas por defecto.

A la etapa S3b le sigue entonces la etapa S3a de visualización con el fin de que el usuario del aparato pueda ver el nuevo ajuste al cual ha procedido.

20 A continuación, se lleva a cabo de nuevo la etapa S3b para que el usuario pueda validar el ajuste.

A continuación, el algoritmo comprende una etapa S4 de emisión de un haz cónico de rayos X, colimándose este haz por la ranura de colimación cuyo ajuste se ha obtenido y validado en la etapa S3.

De este modo, el haz colimado está perfectamente adaptado a las dimensiones del contorno de la cabeza del paciente.

25 La figura 5a ilustra la visualización en la pantalla de la cabeza del paciente P y de la proyección cónica de los bordes de la ranura cuando no se ha realizado la regulación de acuerdo con la invención.

La figura 5b ilustra la posición correspondiente de los bordes de la ranura, de la cabeza y del sensor en la disposición presentada en la figura 3b.

En dicha posición el paciente recibiría una sobredosis de radiación.

30 La figura 5c ilustra la visualización en la pantalla de la cabeza P, de la proyección cónica de los bordes de la ranura después de su regulación en función del cliché fotográfico anteriormente realizado.

Los medios de colimación se representan en la figura 5d en una posición ajustada obtenida por medio de la regulación.

35 De este modo, la configuración del haz de rayos X está adaptada a la cabeza del paciente y este último recibe por tanto una dosis optimizada de radiación. La proyección radiológica del haz que ha irradiado la cabeza está inscrita dentro de la superficie activa del sensor 20.

La etapa S5 prevé captar uno o varios clichés cefalométricos de la cabeza del paciente. Este o estos clichés se captan de forma instantánea con el fin de que el paciente no se mueva, evitado de este modo distorsiones. Hay que señalar que un cliché se realiza, por ejemplo en $\frac{1}{2}$ s.

40 En el ejemplo de realización descrito, los clichés fotográficos y cefalométricos corresponden a unas vistas de perfil de la cabeza del paciente.

Después de la captación de un cliché cefalométrico 150, se prevé durante una etapa S6 la superposición del cliché cefalométrico 150 y el cliché fotográfico 160 como se ilustra en la figura 6.

45 El cliché fotográfico 160 de este modo muestra los tejidos blandos de la cabeza del paciente (nariz, labios, mentón...), mientras que el cliché cefalométrico 150 muestra los tejidos duros (huesos, dientes...).

Hay que señalar que la superposición de los clichés se realiza de forma especialmente fiable y precisa gracias a la colocación de los medios de captación del cliché fotográfico a muy poca distancia del foco de emisión de los rayos X.

Conviene señalar que la superposición del cliché fotográfico sobre la imagen cefalométrica precisa aplicar una

transformación geométrica basada en el reconocimiento de perfil y de punto objetivo para obtener una perfecta correspondencia. Por ejemplo, se puede utilizar para ello los brazos de sujeción del paciente del dispositivo 21 de la figura 1.

5 Como ya se ha dicho, vistos desde el sensor 20 que se ilustra en la figura 3b, los dos clichés fotográfico y cefalométrico se pueden considerar tomados con el mismo ángulo de visión.

Una correspondencia casi perfecta entre los dos clichés permite situar correctamente en la misma vista (figura 6) los tejidos blandos y los tejidos duros unos en relación con los otros.

A esta superposición de los clichés le sigue una etapa S7 de visualización de los clichés así superpuestos que se ilustra en la figura 6 ya mencionada.

10 Esta visualización se realiza, por ejemplo, en la pantalla 140 de la figura 3b.

La imagen que así se obtiene en la pantalla de visualización le permite al facultativo, por ejemplo un ortodoncista, establecer un diagnóstico identificando determinados defectos que hay que corregir, por ejemplo en la mandíbula del paciente.

15 De este modo este puede determinar las correcciones que hay que realizar a esta mandíbula y el tratamiento adecuado.

En el ejemplo que se ilustra en la figura 6 y se representa de forma ampliada en la figura 7, la implantación del incisivo 170 de la mandíbula del paciente es tal que está especialmente inclinado con respecto a la vertical hacia la parte delantera de la boca del paciente, lo que provoca una deformación del labio superior 172.

20 Del mismo modo, el diente 174 está implantado en la mandíbula inferior de tal modo que esta está muy inclinada con respecto a la vertical en dirección a la parte delantera de la boca, lo que también provoca una deformación del labio inferior 176.

Basándose en esta observación, el facultativo toma unas medidas y eventualmente realiza unas líneas con del fin de determinar las correcciones que hay que realizar en la mandíbula del paciente, así como el tratamiento adecuado (por ejemplo, uso de un aparato con el fin rectificar la posición de los dientes 170 y 174).

25 Esta etapa corresponde a la etapa S8 del algoritmo.

La etapa siguiente S9 permite visualizar, de forma previsible, los efectos a lo largo del tiempo del tratamiento recomendado por el facultativo en la mandíbula del paciente.

30 La deformación de los tejidos duros del cliché cefalométrico se obtiene mediante cálculo, a partir de los datos seleccionados por el facultativo y cuando ha determinado las correcciones que hay que realizar y el tratamiento adecuado.

Esta etapa la lleva a cabo la unidad de tratamiento 136 y corresponde a la ejecución de un algoritmo conocido en sí mismo y disponible en el mercado. Se trata, por ejemplo, de un programa informático comercializado por la empresa Practice Works.

Los efectos así simulados sobre los tejidos duros del cliché cefalométrico se ilustran en la figura 8.

35 Del mismo modo, la forma en que los tejidos blandos (los labios en particular) se deforman consecuentemente a lo largo del tiempo, se obtiene mediante un algoritmo de morfismo, conocido en sí mismo, que también lleva a cabo la unidad de tratamiento 136.

La visualización de los efectos así simulados en los tejidos blandos del paciente también se ilustra en la figura 8 que corresponde a la superposición de los dos clichés, después de la deformación de cada uno de estos.

40 Hay que señalar que la deformación de los tejidos duros del cliché cefalométrico y la deformación de los tejidos blandos del cliché fotográfico se realizan de forma independiente una de otra en la medida en que, en la imagen de la figura 6 que ilustra la superposición de los dos clichés, cada uno de estos corresponde a un conjunto de datos distintos y, por lo tanto, que hay que tratar de forma separada.

45 Por medio de la visualización de esta simulación, el facultativo, al igual que el paciente, están en condiciones de evaluar los impactos del tratamiento recomendado por el facultativo, de una forma especialmente realista.

REIVINDICACIONES

1. Aparato de radiología dental que comprende:

- un generador de radiación X (18) adaptado para generar un haz de rayos X en dirección a una cabeza de un paciente;
- 5 – unos medios de colimación (30) adaptados para conferirle al haz de rayos X generado unas dimensiones determinadas;
- un sensor (20) dispuesto frente al generador, que recibe la proyección radiológica del haz colimado que ha irradiado la cabeza del paciente y que proporciona una imagen cefalométrica de la cabeza del paciente,

caracterizado porque el aparato comprende:

- 10 – unos medios (132) de adquisición de al menos una imagen fotográfica de la cabeza del paciente;
- unos medios de regulación (136) de los medios de colimación en función de dicha al menos una imagen fotográfica con el fin de que las dimensiones del haz de rayos X colimado sean ajustadas a las dimensiones de la cabeza del paciente.

15 2. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado porque** el sensor (20) es un sensor de superficie con matriz de píxeles que presenta unas dimensiones que engloban las dimensiones de la proyección radiológica del haz que ha irradiado la cabeza del paciente.

3. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, **caracterizado porque** el generador de radiación X (18) comprende un foco de emisión de los rayos X, estando situados los medios (132) de adquisición de al menos una imagen fotográfica los más cerca posible del foco.

20 4. Aparato de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizado porque** los medios de colimación (30) comprenden un colimador de ranura regulable.

5. Aparato de acuerdo con la reivindicación 4, **caracterizado porque** el colimador con ranura regulable comprende unos medios de ajuste del alargamiento de la ranura en unas direcciones perpendiculares entre sí.

25 6. Aparato de acuerdo con la reivindicación 5, **caracterizado porque** los medios de ajuste son independientes según las direcciones.

7. Aparato de acuerdo con una de las reivindicaciones 4 a 6, **caracterizado porque** la ranura regulable está delimitada por cuatro bordes que se pueden desplazar de forma independiente uno del otro.

8. Aparato de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 7, **caracterizado porque** comprende unos medios de obtención del contorno de la cabeza del paciente a partir de dicha al menos una imagen fotográfica adquirida.

30 9. Aparato de acuerdo con la reivindicación 8, **caracterizado porque** los medios de regulación están adaptados para regular los medios de colimación en función de las dimensiones del contorno de la cabeza del paciente con el fin de que las dimensiones del haz de rayos X colimado sean ajustadas a las dimensiones del contorno.

10. Procedimiento para producir una imagen cefalométrica de la cabeza de un paciente que comprende las siguientes etapas:

- 35 – generación (S4) por un generador de radiación X (18) de un haz de rayos X en dirección a la cabeza de un paciente;
- colimación del haz de rayos X generado con el fin de conferirle unas dimensiones dadas;
- recepción por un sensor (20) enfrentado a la proyección radiológica del haz colimado que ha irradiado la cabeza del paciente;
- 40 – suministro de una imagen cefalométrica a partir de la proyección radiológica recibida,

caracterizado porque el procedimiento comprende, además, las siguientes etapas:

- adquisición (S1) de al menos una imagen fotográfica de la cabeza del paciente;
- regulación (S3) de la colimación del haz de rayos X en función de dicha al menos una imagen fotográfica con el fin de que las dimensiones del haz de rayos X colimado sean ajustadas a las dimensiones de la cabeza del paciente.
- 45

11. Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 10, **caracterizado porque** el sensor (20) es un sensor de superficie con matriz de píxeles que presenta unas dimensiones que engloban las dimensiones de la proyección radiológica del haz que ha irradiado la cabeza del paciente, llevándose a cabo la adquisición de la proyección radiológica de forma instantánea.

50 12. Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 10 u 11, **caracterizado porque** el generador de radiación X (18) comprende un foco de emisión de los rayos X, llevándose a cabo la adquisición de dicha al menos una imagen

fotográfica a partir de un emplazamiento que es lo más próximo posible al foco.

13. Procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones 10 a 12, **caracterizado porque** la etapa (S3) de regulación del haz de rayos X en función de dicha al menos una imagen fotográfica comprende el ajuste de las dimensiones del haz.

5 14. Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 13, **caracterizado porque** el ajuste de las dimensiones del haz comprende de manera más particular el ajuste del alargamiento de una ranura de colimación según unas direcciones perpendiculares entre sí.

10 15. Procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones 10 a 14, **caracterizado porque** comprende una etapa (S2) de obtención del contorno de la cabeza del paciente a partir de dicha al menos una imagen fotográfica adquirida.

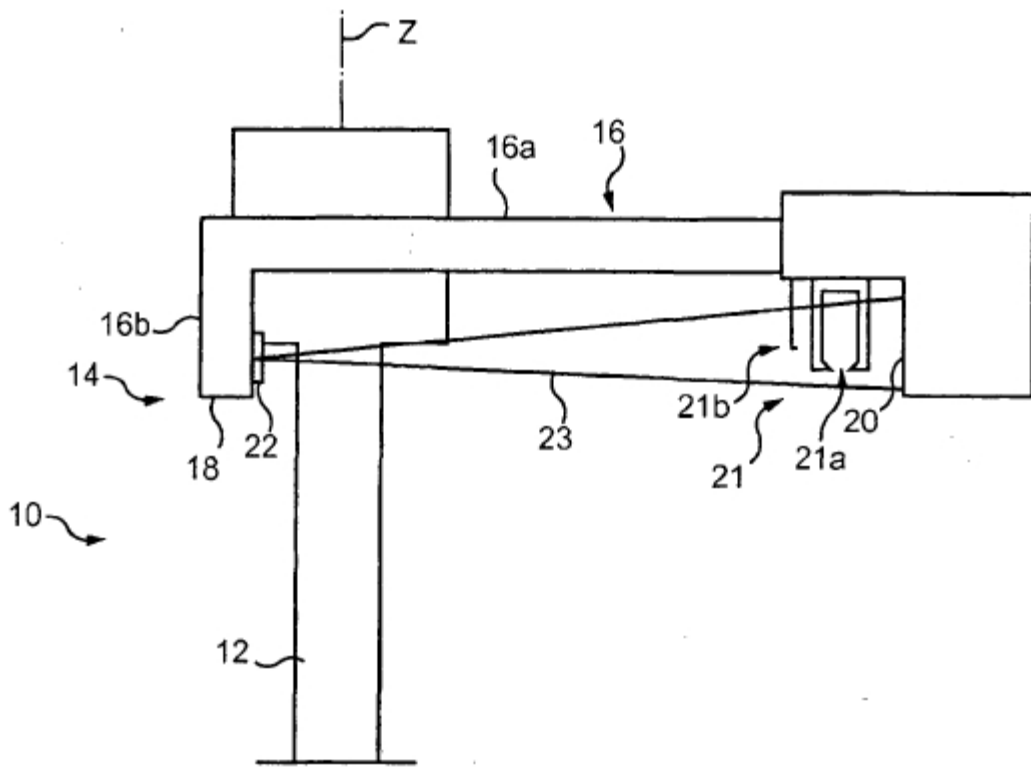


Fig. 1

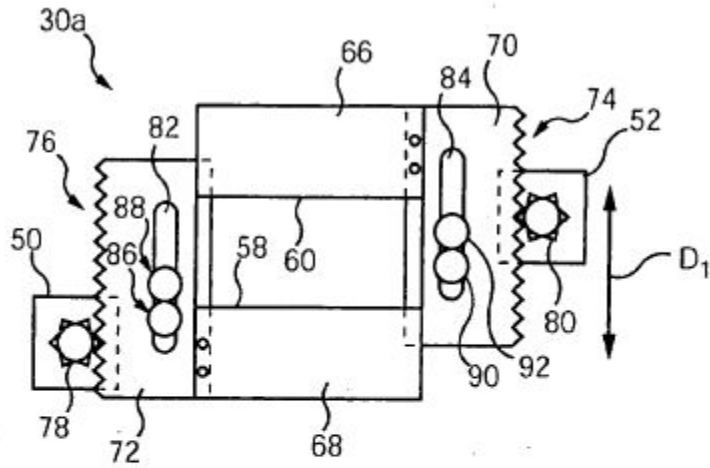


Fig. 2a

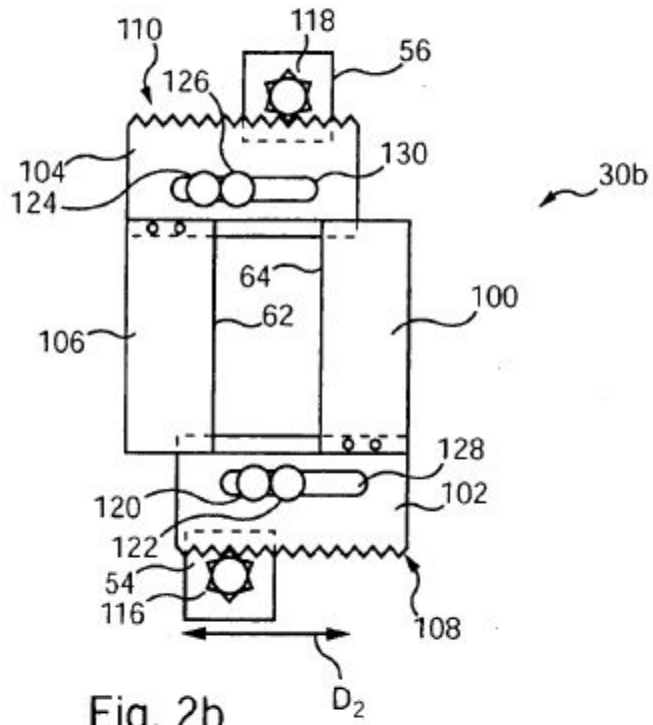


Fig. 2b

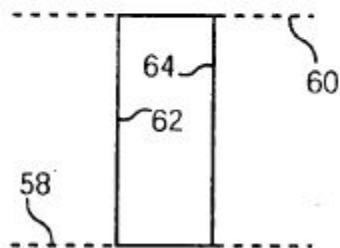


Fig. 2c

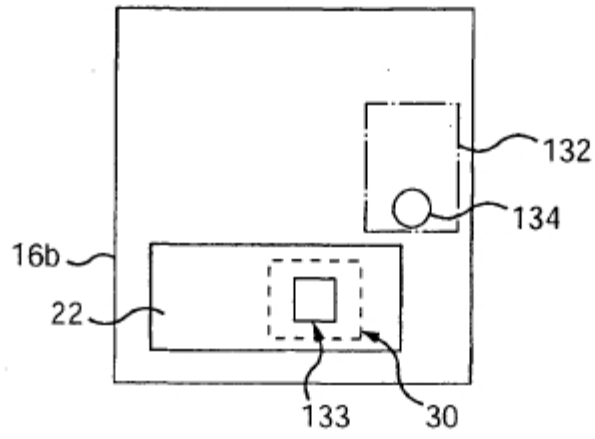


Fig. 3a

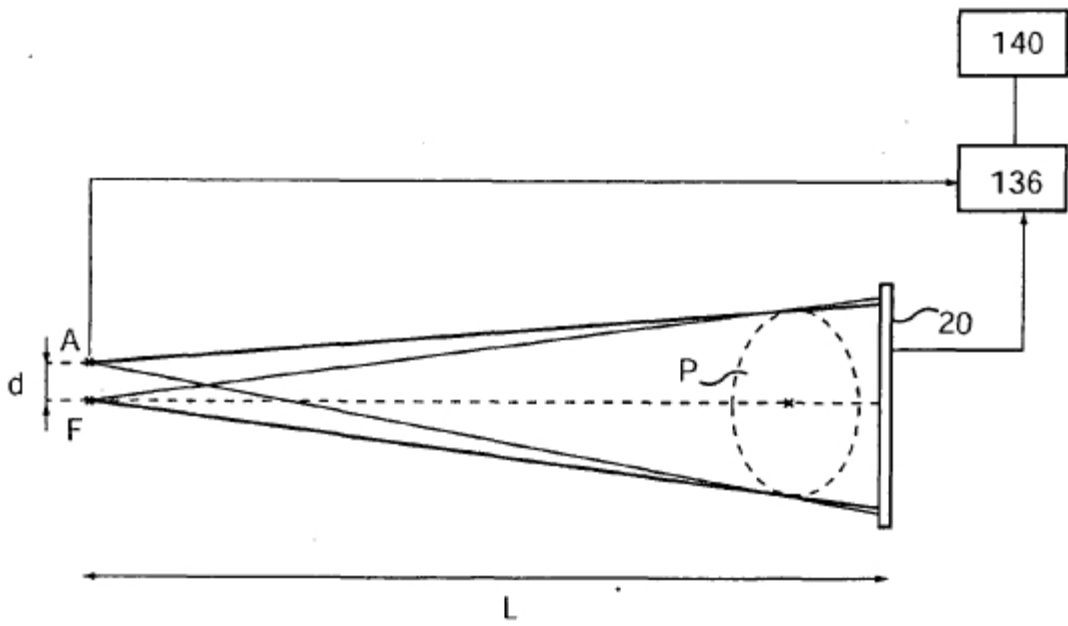


Fig. 3b

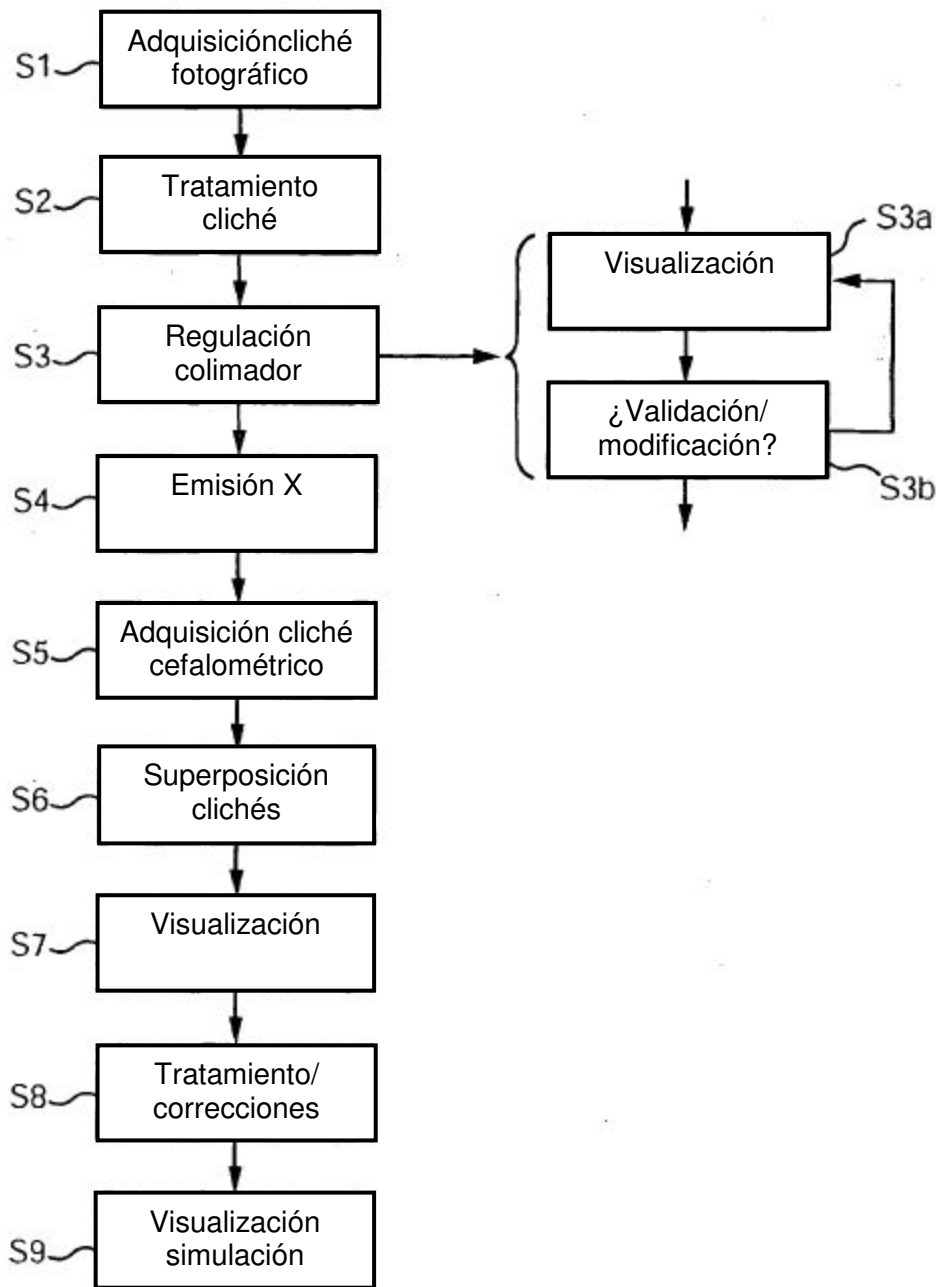
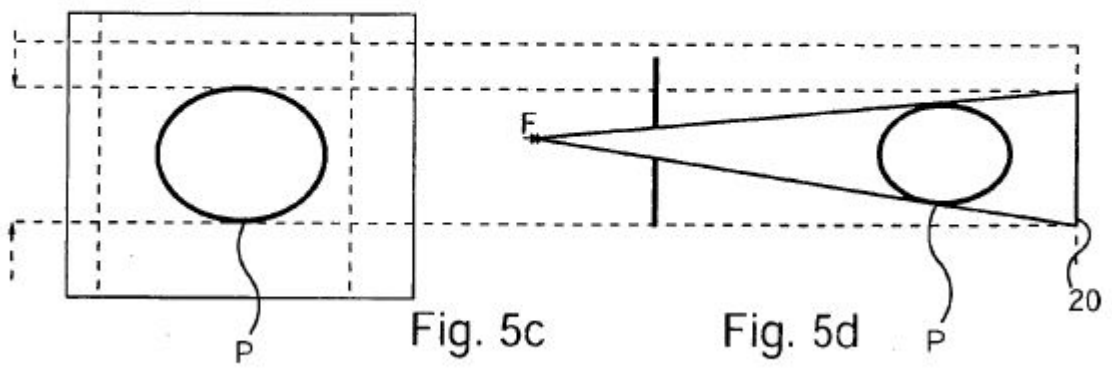
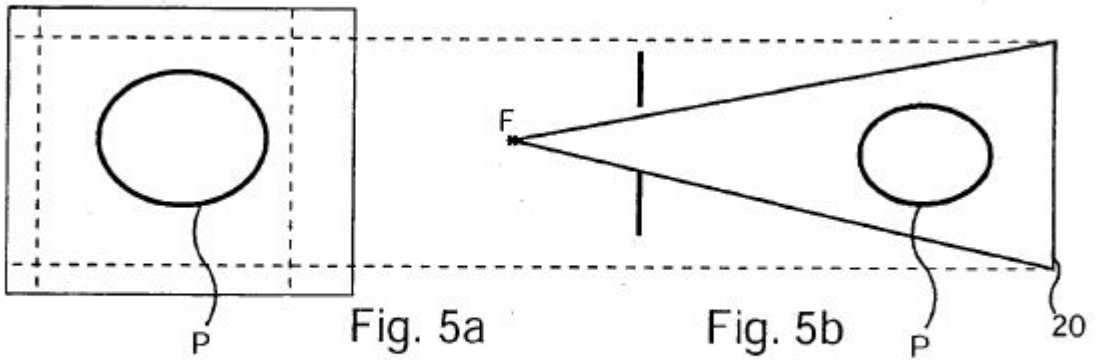


Fig. 4



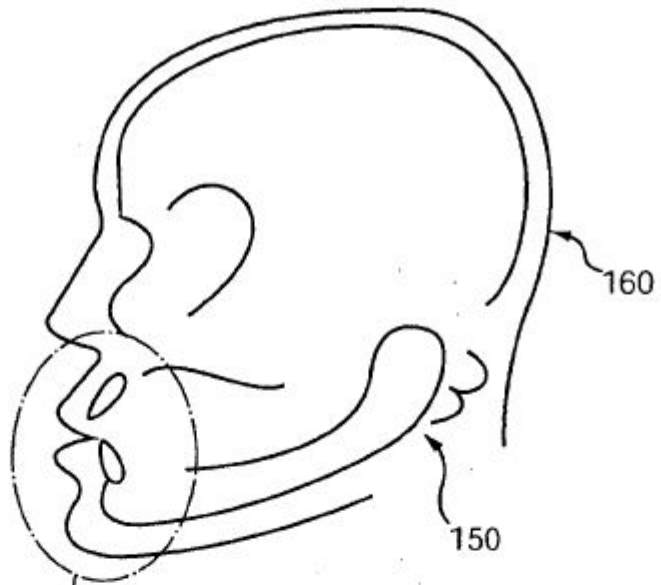


Fig. 6

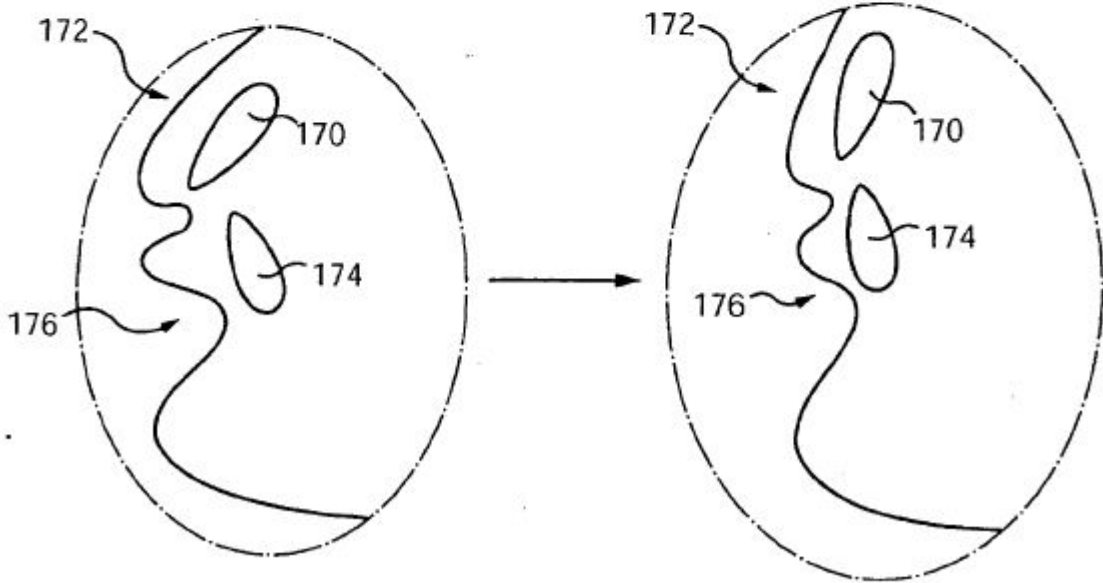


Fig. 7

Fig. 8