

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 646 819**

51 Int. Cl.:

**A61B 6/14** (2006.01)

**A61B 6/08** (2006.01)

**G03B 42/02** (2006.01)

**G03B 42/04** (2006.01)

12

## TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **12.05.2010 PCT/IB2010/001422**

87 Fecha y número de publicación internacional: **17.11.2011 WO11141763**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.05.2010 E 10752386 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.09.2017 EP 2568882**

54 Título: **Aparato de alineación para radiografía intrabucal dental**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**18.12.2017**

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**INGLESE, JEAN-MARC y  
BOTHOREL, SYLVIE**

74 Agente/Representante:

**CARPINTERO LÓPEZ, Mario**

**ES 2 646 819 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 alineación para radiografía intrabucal dental

**Campo de la invención**

5 La presente invención se refiere, en general, a la obtención de imágenes diagnósticas y, más concretamente, a un aparato para la alineación de un haz de rayos X con un detector de imagen intrabucal para radiografía dental y a un sistema de obtención de imágenes que utiliza dicho aparato.

**Antecedentes de la invención**

10 En radiografía diagnóstica convencional, un objeto es situado entre una fuente de radiación de rayos X y un detector y las posiciones relativas de la fuente y del detector están situadas para la alineación y el ángulo correctos para obtener una imagen. Cuando el objeto es un brazo, una pierna o el pecho de un paciente, el tubo de rayos X y el detector son visibles al técnico de rayos X y pueden ser fácilmente alineados.

15 La alineación es más difícil en una radiografía dental o intrabucal. La posición del detector está dentro de la boca del paciente y no es visible al técnico. En este caso, el técnico típicamente sitúa el detector dentro de algún tipo de soporte y, a continuación, inserta el soporte en posición dentro de la boca. El soporte puede incorporar una placa de mordida u otro tipo de miembro de soporte que ayude a situar adecuadamente el detector. Como es sabido, los soportes de este tipo pueden ser engorrosos e incómodos para el paciente. Los dispositivos de posicionamiento no son a prueba de errores, y los errores de posicionamiento de estos dispositivos pueden suponer que las imágenes obtenidas no sean las adecuadas para su diagnóstico. Los detectores alineados de manera defectuosa pueden ocasionar problemas tales como cortes cónicos, ápices sin aparecer, y elongación y angulación relacionada o errores de paralaje, por ejemplo. Estos problemas de alineación pueden provocar la repetición de tomas, captaciones de imagen adicionales para obtener una imagen aceptable. Las nuevas tomas no son deseables debido a la exposición adicional a la radiación de rayos X en el paciente y la incomodidad prolongada del paciente con el sensor en la boca.

20 Las fuentes de rayos X convencionales han incluido unos indicadores blanco que ayudan al técnico a ajustar la posición y el ángulo de la fuente de rayos X. A menudo estos indicadores blanco utilizan luz visible para trazar un contorno que ayude a centrar el haz de radiación. Estos indicadores funcionan satisfactoriamente cuando el detector de radiación puede verse, pero no consiguen su objetivo cuando el detector no es visible, por ejemplo en la obtención de imágenes intrabucales. El técnico debe adivinar o estimar tanto la posición del sensor intrabucal como el ángulo de incidencia de los rayos X sobre el sensor.

25 El esquema simplificado de las Figuras 1A y 1B muestra la forma en que puede producirse la desalineación entre la fuente 10 de rayos X y un detector 20. En estos ejemplos, la fuente 10 de rayos X proporciona unos índices 12 blanco de luz visible utilizados para centrar el blanco. Cuando se consigue la alineación blanco correcta, mostrada en el ejemplo (a), el detector 20 está centrado, como se muestra dentro de los índices 12 de blanco. El blanco es incorrecto en los ejemplos (b) y (d).

30 Para unos resultados óptimos de obtención de imágenes, también se necesita la adecuada alineación con respecto al ángulo, o la angulación. La radiación incidente procedente de la fuente 10 de rayos X es, de modo preferente, ortogonal con respecto al detector 20, como se muestra en el ejemplo (a). La línea N de la Figura 1 indica una línea normal u ortogonal, a la superficie del detector 20. Los ejemplos (c) y (d) muestran una alineación angular incorrecta. En el ejemplo (c), el blanco es correcto pero la angulación es incorrecta. En el ejemplo (d) son incorrectos tanto el blanco como la angulación. En el ejemplo (e), el detector 20 está rotado en el plano.

35 Es instructivo destacar que los ejemplos esquemáticos de las Figuras 1A y 1B adoptan un posicionamiento ortogonal de la fuente 10 de rayos X con el detector 20. En algunas formas de realización, se puede utilizar una orientación oblicua.

40 Una solución propuesta al problema del posicionamiento de un sensor intrabucal con respecto a una fuente de rayos X se describe en la Publicación de Solicitud de Patente estadounidense No. 2009/0060145 titulada "AJUSTE EN POSICIÓN DE UNA INSTALACIÓN RADIOLÓGICA MÓVIL", de Tranchant et al. El aparato descrito en la Publicación de Tranchant et al. "2009/ 0060145" utiliza una disposición de emisores electromagnéticos, por ejemplo emisores de radiofrecuencia (RF), en cooperación con un sensor (unidad de recepción) para determinar la posición y el ángulo de un detector intrabucal con respecto a una fuente de rayos X. La desalineación puede entonces ser transmitida al operador dispuesto sobre una consola de operador o sobre una pantalla de visualización.

45 La solución propuesta en la divulgación Tranchant et al. "2009/0060145" puede detectar y transmitir la desalineación con vistas a la radiografía intrabucal y puede reducir al mínimo o eliminar la necesidad de utilizar dispositivos de posicionamiento engorrosos dentro de la boca del paciente. Sin embargo, persisten algunas dificultades prácticas. El técnico necesita información para corregir la desalineación y verificar que se ha obtenido la alineación correcta. Los procedimientos convencionales de transmisión de información de alineación, por ejemplo la transmisión de información aparecida en la consola del operador, por ejemplo, pueden ser difíciles de utilizar al efectuar ajustes de

la posición. El técnico necesita desplazarse de delante atrás entre la consola del operador y el tubo de rayos X, verificando y corrigiendo cada ajuste hasta que se consiga la alineación adecuada.

Así, persiste la necesidad de un aparato y de un procedimiento para proporcionar una alineación mejorada de la fuente de radiación y un detector de imagen en radiografía intrabucal.

5 Así mismo se hace referencia al documento WO 2006 061 357 A1, que se refiere a un aparato de mamografía en el que una fuente de rayos X y un detector están montados sobre una montura en U. Así mismo, se dispone un dispositivo de anclaje sobre la montura en U para hacer posible que un pecho sea examinado para que quede fijado en una posición determinada. El detector puede ser desplazado a lo largo de la montura para hacer posible que se obtengan imágenes de diferentes áreas del pecho y que puedan limitarse los rayos X irradiados sobre el pecho a una región determinada correspondiente a una posición del detector por medio de una abertura ajustable. Para facilitar dicha funcionalidad de limitación se dispone un puntero láser sobre la montura para proporcionar una indicación visible sobre la superficie del pecho, indicativa del emplazamiento del detector.

10 El documento JP 2007 029 353 A se refiere a un equipamiento radiográfico que incorpora la capacidad de superposición de un campo de radiación del mecanismo de radiación de rayos X y un campo de detección de rayos X de un detector de radiación dispuesto sobre la superficie del cuerpo de un individuo como imágenes visualmente reconocibles. La capacidad se dispone mediante la óptica de radiación del mecanismo de radiación de rayos X.

### **Sumario de la invención**

Un objeto de la presente invención es progresar en la técnica de la radiografía intrabucal proporcionando un aparato y unos procedimientos que mejoren la capacidad de alinear la fuente de radiación y el detector.

20 Una ventaja suministrada por la presente invención es la rápida visualización del ajuste necesario para situar en alineación la fuente de radiación y el detector de imagen.

Estos objetos se ofrecen solo a modo de ejemplo ilustrativo, y dichos objetos pueden ser ejemplares de una o más formas de realización de la invención. Otros objetos y ventajas deseables conseguidas de manera inherente mediante la invención divulgada pueden ser advertidos o resultar evidentes a los expertos en la materia. La invención se define en las reivindicaciones adjuntas. En particular, un aparato y un procedimiento para la obtención de una imagen por rayos X intrabucal de acuerdo con la invención se definen, respectivamente, en las reivindicaciones independientes 1 y 12.

### **Breve descripción de los dibujos**

30 Los anteriores y otros objetos, características y ventajas de la invención resultarán evidentes a partir de la descripción más concreta subsecuente de las formas de realización de la invención, según se ilustran en los dibujos que se acompañan. Los elementos de los dibujos no están necesariamente a escala unos respecto de otros.

Las FIGS. 1A y 1B son diagramas de bloques esquemáticos simplificados que muestran diferentes aspectos del problema de la alineación.

35 La FIG. 2 es un diagrama de bloques esquemático que muestra un aparato de obtención de imágenes que calcula la posición lateral y la orientación angular de un detector de imagen intrabucal.

La FIG. 3 es un diagrama de bloques esquemático que muestra un aparato de obtención de imágenes que calcula la posición lateral y la orientación angular de un detector de imagen intrabucal y proyecta una representación sobre la mejilla del paciente.

40 La FIG. 4 es un diagrama esquemático que muestra la forma en que se utiliza la triangulación para la detección de la posición en una forma de realización de la presente invención.

La FIG. 5 es una vista en perspectiva que muestra un aparato de obtención de imágenes por rayos X intrabucal de acuerdo con una forma de realización, en la que la alineación no es correcta.

La FIG. 6 es una vista en perspectiva que muestra un aparato de obtención de imágenes por rayos X intrabucal de acuerdo con una forma de realización, en la que la alineación es correcta.

### **Descripción detallada de la invención**

A continuación se ofrece una descripción detallada de las formas de realización preferentes de la invención, con referencia a los dibujos, en los que las mismas referencias numerales identifican los mismos elementos estructurales en cada una de las distintas figuras.

50 En la presente divulgación, el término "detector" se refiere a un elemento que está situado en la boca del paciente, recibe radiación y proporciona el contenido de la imagen. Dicho detector puede ser un elemento de película fotosensible que incorpora una pieza de película en un manguito o soporte de la película, en el que la película se

revela por separado para obtener la imagen de rayos X, un elemento de almacenaje fosforescente que es escaneado por separado para obtener unos datos de la imagen de rayos X, o un detector digital que proporciona los datos de imagen de rayos X directamente sobre un sistema de obtención de imágenes.

5 Como muestra el esquema simplificado de las Figuras 1A y 1B, la posición lateral (lado con lado) del detector 20 y la angulación del detector 20 dentro de la boca del paciente, son factores importantes para obtener una alineación satisfactoria. La rotación del detector dentro de su plano (esto es, la rotación alrededor del eje geométrico ortogonal N) como se muestra en la referencia (e) de la Figura 1B es menos importante, pero puede ser tomada en consideración para mantener la alineación deseada.

10 Con el fin de comprender mejor las partes y la operación del aparato de la presente invención, es útil mostrar cómo se puede detectar la alineación apropiada mediante un sistema de obtención de imágenes. Con referencia al diagrama de bloques de la Figura 2, en él se muestra un aparato 22 de obtención de imágenes intrabucal que detecta la alineación del detector 20 de obtención de imágenes con una fuente 10 de rayos X. Un ejemplo de dicho sistema se ofrece en la divulgación de la Patente de Tranchant et al., 2009/0060145 descrita con anterioridad.

15 En la disposición de la Figura 2, el detector 20 está situado adyacente a un diente 14, dentro de una mejilla 18 del paciente. Incorporada como parte del detector 20 se encuentra una pluralidad de elementos 30 detectables, que se muestran como emisores de señales electromagnéticas, por ejemplo emisores de radiofrecuencia (RF). Los elementos 30 detectables están típicamente separados entre sí con el fin de proporcionar información de triangulación, como describe la patente de Tranchant et al. 2009/0060145. Un sensor 24, también alineado y acoplado en posición con una fuente 10 de rayos X, detecta de alguna forma la presencia del elemento 30 detectable, por ejemplo detectando las señales de RF emitidas. Son conocidos por los expertos en detección de  
20 señales procedimientos para energizar y detectar emisores de RF, por ejemplo los diminutos emisores utilizados en etiquetas de RFID, por ejemplo. Un procesador 26 lógico de control, en comunicación de señal con uno o más sensores 24, emplea unos cálculos trigonométricos convencionales en base a las señales recibidas desde, otras características detectables de, los elementos 30 detectables y la posición conocida del sensor 24 con relación a la  
25 fuente 10 de rayos X. Esto se realiza con el fin de determinar la correspondiente alineación posicional y angular del detector 20 en la boca del paciente con respecto a la fuente 10 de rayos X. Una pantalla 28 de la consola del operador indica a continuación la información de la alineación para el operador y puede recomendar los reglajes de ajuste requeridos. Los sensores 24 son energizables para recibir señales electromagnéticas con una o más frecuencias predeterminadas.

30 Formas de realización de la presente invención mejoran el sistema básico de la Figura 2 suministrando información de la alineación al técnico de forma que pueda ser más fácilmente utilizada. El aparato de alineación de la presente invención proyecta una imagen sobre la mejilla del paciente dental como guía para la alineación adecuada del tubo de rayos X con respecto a la posición y el ángulo del detector. Con referencia a una forma de realización de un  
35 aparato 36 de obtención de imágenes en la Figura 3, el procesador 26 lógico de control obtiene la información de la alineación de forma similar a la descrita en la Figura 2. Así mismo, el procesador 26 lógico de control está también en comunicación de señal de datos de imagen con un proyector 40 para proyectar una imagen sobre la mejilla 18, los labios o la cara del paciente.

40 La vista en perspectiva de la Figura 4 muestra, de forma esquemática, la manera en que se utiliza la triangulación para indicar la posición y el ángulo del detector 20 con el fin de determinar el desplazamiento de la alineación en una forma de realización. Los sensores 24a y 24b, los transceptores de RF en una forma de realización, están en una posición conocida con respecto a la fuente 10 de rayos X, por ejemplo montados cerca de la fuente de rayos X sobre el tubo de rayos X, por ejemplo. Los emisores de señal u otro tipo de elementos 30 detectable están típicamente dispuestos por pares, situados en las esquinas del detector 20. Cada elemento 30 detectable presenta una característica detectable que puede ser detectada por los sensores 24a y 24b. En una forma de realización, cada  
45 elemento 30 detectable es un dispositivo de RF que genera un campo electromagnético, por ejemplo en respuesta a una señal transmitida procedente de su receptor de señal correspondiente, de los sensores 24a o 24b. La fase, la intensidad u otra característica del campo electromagnético emitido se mide en los correspondientes sensores 24a y 24b, y se utilizan con el fin de determinar la distancia relativa entre los componentes emisores y receptores. Con respecto a la forma de realización de detección de RF de la Figura 4, por ejemplo, cuando las señales de cada par  
50 de emisores que actúan como elementos 30 detectables están en fase, se ha conseguido una alineación satisfactoria. Una situación fuera de fase indica una alineación defectuosa y puede indicar la dirección requerida de ajuste. Los sensores 24a y 24b están en comunicación de señal con el procesador 26 lógico de control.

De manera similar, podría, como alternativa, ser utilizada una resistencia relativa de la señal para indicar la posición y el ángulo del detector 20 con respecto a la fuente de rayos X para determinar el desplazamiento de la alineación.  
55 Utilizando este esquema, en una forma de realización de RF, el emisor de señal más próximo que actúa como elemento 30 detectable ofrece, en la medida correspondiente, la señal de intensidad más fuerte en el sensor 24a o 24b. Cuando la disposición de la Figura 4 es utilizada, las señales de igual intensidad emitidas desde los cuatros emisores o desde otro tipo de elemento 30 detectable indican una alineación satisfactoria. Cuando las intensidades de la señal varían, el patrón de su variación puede ser utilizado para indicar cuales son los ajustes requeridos. En un  
60 ejemplo, la divulgación de Tranchant et al. 2009/0060145 anteriormente referenciada, describe un sistema de detección de la posición que utiliza la triangulación y la detección de múltiples señales emitidas para calcular el

posicionamiento de la alineación. Se puede apreciar que puede utilizarse un número indiferenciado de configuraciones diferentes para determinar la adecuada alineación utilizando uno o más sensores 24 y elementos 30 detectables, como también conocen los expertos en las materias de tratamiento de señal y detección de la posición.

5 Con referencia a las vistas en perspectiva de las Figuras 5 y 6, en ellas se muestra la ventaja añadida de las formas de realización de la presente invención. El proyector 40 está acoplado en posición a la fuente 10 de rayos X, por ejemplo montado en posición hacia el extremo del tubo de rayos X o en alguna otra porción del sistema de rayos X, por ejemplo, proyecta una imagen en dos dimensiones sobre la mejilla del paciente con el fin de indicar una posición 42 del detector 20 oculto (mostrado en contorno de línea de puntos) y, también para indicar los índices 12 de blanco de la fuente de rayos X. La Figura 5 muestra un ejemplo en el que la alineación de blanco es incorrecta, dado que la posición 42 no está alineada con los índices 12 de blanco. La Figura 6 muestra un ejemplo en el que la alineación de blanco es correcta, con la posición 42 centrada entre los índices 12 de blanco.

15 El proyector 40 puede consistir en un número indeterminado de tipos de proyector de obtención de imágenes que puedan ser montados sobre la fuente 10 de rayos. En una forma de realización, el proyector 40 es un pico - proyector, por ejemplo una Pantalla de Pico Proyector de Microvision, Inc, Redmond, WA, USA, por ejemplo. Dispositivos como estos son ventajosos por varias razones, por ejemplo su pequeño tamaño, su peso reducido y unas necesidades energéticas reducidas. Estos pico - proyectores, utilizados en teléfonos móviles y otros dispositivos electrónicos portátiles, escanean uno o más láseres de baja potencia sobre una superficie de visualización. El pico - proyector requiere un mínimo de componentes ópticos para la proyección a través de un amplio margen de distancias. El propio láser es encendido y apagado a voluntad, para que la potencia se consuma solo respecto de aquellos píxeles de imagen que son proyectos. Esto permite que el pico - proyector opere a unos niveles de potencia bajos, para que la potencia de la batería pueda ser utilizada en el proyector 40. Formas de realización alternativas utilizan otros tipos de proyectores de obtención de imágenes electrónicos, como los que emplean una red de microespejos digital por ejemplo el Procesador de Luz Digital (DLP) de Texas Instruments, Inc; una red de válvulas de luz de rejilla microelectromecánicas, por ejemplo el dispositivo de Válvula de Luz de Rejilla 20 (GLV) de Silicon Light Machines, Inc.; o un dispositivo de cristal líquido (LCD) que incluye un dispositivo sobre Silicio de Cristal Líquido (LCOS).

30 Cuando se utilizan láseres como fuentes de iluminación en el proyector 40, pueden adoptarse medidas adicionales para reducir al mínimo la incidencia de la luz láser coherente sobre los ojos del paciente o del facultativo. Se utilizarían láseres de muy baja potencia, a unas velocidades de escaneo que suministrarán únicamente una pequeña cantidad de intensidad de luz en cualquier punto. Un elemento difusor puede disponerse en el trayecto de luz, por ejemplo, para obtener una cierta dispersión de la luz láser, reduciendo la intensidad con un efecto escaso o nulo en la calidad o utilidad de la imagen proyectada. También podrían ser utilizados, como alternativa, diodos fotoluminiscentes (LEDs) u otras fuentes de luz de estado sólido de baja potencia, por ejemplo dispositivos LED orgánicos (OLED).

35 La imagen que se proyecta por el proyector 40 puede adoptar un número indeterminado de formas e incluye tanto marcas 12 de blanco para la fuente de rayos X como un indicador de la posición 42 para el detector 20. Debido a que el proyector 40 emplea un dispositivo de obtención de imágenes en dos dimensiones, la imagen visualizada puede presentar múltiples partes y puede incluir campos de texto adicionales, marcadores de dirección y otros elementos. La posición 42 se muestra en contorno como en las Figuras 4 y 5, o puede ser representada de otra forma. En una forma de realización, el valor del desplazamiento angular del detector 20 se indica sobre la mejilla del paciente como mensaje numérico visualizado. Como alternativa, podrían ser utilizadas capacidades de animación u otras del proyector 40 para obtener informaciones adicionales de la posición y el ángulo.

45 Puede aportarse la ayuda de diversas maneras, indicativas de la cantidad relativa de desplazamiento de la alineación. Por ejemplo, incluso con el contorno del detector 20 proyectado sobre la superficie de la mejilla, puede ser difícil que el técnico conozca la forma de ajustar la alineación angular. La visualización de las marcas 12 y de la posición 42 con diferentes colores puede ayudar a guiar al técnico en el ajuste del ángulo del tubo de rayos X hasta que tanto las marcas 12 de blanco como la posición 42 desplieguen el mismo color o diferentes porciones de los mismos elementos desplegados pueden también contribuir a indicar y guiar los ajustes de la alineación. Un pitido audible puede disponerse para indicar una alineación aceptable o inaceptable. Unos indicadores fijos, por ejemplo 50 unas flechas o unos símbolos seleccionados pueden proyectarse sobre la mejilla del paciente. Puede aplicarse una animación cinematográfica para guiar el ajuste.

La invención ha sido descrita con detalle con particular referencia a una forma de realización actualmente preferente, pero debe entenderse que pueden llevarse a cabo variantes y modificaciones dentro del alcance de la invención. Por ejemplo, el procesador 26 lógico de control (Figuras 2 - 4) puede consistir en un número indeterminado de dispositivos de procesamiento lógico, incluyendo un ordenador o una estación de trabajo por ordenador, un procesador anfitrión dedicado, un microprocesador, una matriz lógica u otro dispositivo que ejecute las instrucciones de la lógica de programa almacenadas. El procesador 26 lógico de control puede también conectarse con el detector 20 para obtener una imagen y para controlar la operación de los emisores 30 de señal. Las señales electromagnéticas emitidas y detectadas para determinar la posición pueden consistir en un número indeterminado de números de señal, por ejemplo señales de RF en el intervalo de 10 Khz - 100 MHz, por ejemplo.

Las formas de realización mostradas y descritas con referencia a las Figuras 2 y 3 mostradas, utilizan una transmisión y recepción de radiofrecuencia para identificar la posición del detector 20 intrabucal de obtención de imágenes. En dicha forma de realización, el elemento 30 detectable es un emisor de RF, por ejemplo un dispositivo de RFID. Como alternativa, el elemento 30 detectable puede emitir alguna otra señal electromagnética, por ejemplo luz. Una fuente de luz brillante procedente del interior de la boca puede ser perceptible para un sensor, particularmente cuando la luz incide sobre un tejido menos denso, por ejemplo la mejilla. La luz puede proceder del interior o el exterior del espectro visible. En otra forma de realización adicional, unas señales ultrasónicas son emitidas a partir del elemento 30 detectable y detectadas en el (los) sensor(es) 24. Otra forma de realización adicional emplea unos imanes como elementos 30 detectables y utiliza la atracción magnética como guía para la determinación de la posición y de la orientación angular del detector 20 dentro de la boca del paciente.

Las formas de realización aquí divulgadas deben, por tanto, ser consideradas en todos los aspectos como ilustrativas y no restrictivas. El alcance de la invención se indica por las reivindicaciones adjuntas.

**Lista de partes**

- 10. Fuente de rayos X
- 15 12. Índice de blanco
- 14. Diente
- 18. Mejilla
- 20. Detector
- 22. Aparato de obtención de imágenes
- 20 24, 24a, 24b Sensor
- 26. Procesador lógico de control
- 28. Pantalla
- 30. Elemento detectado
- 36. Aparato de obtención de imágenes
- 25 40. Proyector
- 42. Posición

30

**REIVINDICACIONES**

- 1.- Un aparato de obtención de una imagen de rayos X intrabucal de un paciente, comprendiendo el aparato:
- una fuente (10) de rayos X;
  - un detector (20) de imagen intrabucal que comprende uno o más elementos (30) detectables;
  - 5 uno o más sensores (24, 24a, 24b) acoplados en posición cerca de la fuente (10) de rayos X y energizables para detectar el emplazamiento de uno o más elementos (30) detectables cuando el detector (20) de imagen intrabucal está dentro de la boca del paciente;
  - un procesador (26) lógico de control en comunicación de señal con los uno o más sensores (24, 24a, 24b) y que actúan en respuesta a las instrucciones almacenadas para el cálculo de una alineación de posición y de ángulo del detector (20) de imagen intrabucal con respecto a la fuente (10) de rayos X, en el que la alineación de ángulo se refiere a la alineación de ángulo entre una radiación incidente que proviene de la fuente de rayos X y una normal o línea ortogonal, con respecto a la superficie del detector (20) de imagen intrabucal;
  - 10 **caracterizado porque** comprende además un proyector (40) acoplado en posición con la fuente (10) de rayos X y en comunicación de señal con el procesador (26) lógico de control y energizable para proyectar una imagen 2D que comprende un marcador (12) de blanco para la fuente de rayos X, un indicador de posición (42) y un indicador de desplazamiento de alineación de ángulo del detector (20) de imagen intrabucal con respecto a la fuente (10) de rayos X hacia la posición del detector (20) de imagen intrabucal calculada en respuesta a las señales procedentes del procesador (26) lógico de control.
  - 15 2.- El aparato de la reivindicación 1, en el que el detector (20) de imagen intrabucal se adopta entre el grupo que consiste en: un dispositivo de formación de imagen de película fotosensible, un dispositivo de formación de imagen fluorescente de almacenaje, y un dispositivo detector digital.
  - 3.- El aparato de la reivindicación 1, en el que el proyector (40) está configurado para proyectar una imagen utilizando una iluminación láser.
  - 25 4.- El aparato de la reivindicación 1, en el que al menos uno o más de los sensores (24, 24a, 24b) está montado en la fuente (10) de rayos X.
  - 5.- El aparato de la reivindicación 1, en el que los uno o más elementos (30) detectables están configurados para emitir una señal electromagnética de radiofrecuencia, o luz.
  - 30 6.- El aparato de la reivindicación 1, en el que los uno o más elementos (30) detectables comprenden una pluralidad de emisores de señales, en el que cada emisor de señal es energizable para emitir una señal electromagnética a una o más frecuencias predeterminadas, y en el que los uno o más sensores (24, 24a, 24b) comprenden uno o más receptores de señales acoplados en posición con la fuente (10) de rayos X y energizables para recibir las señales electromagnéticas procedentes de los emisores de señales.
  - 7.- El aparato de la reivindicación 1, en el que los uno o más elementos (30) detectables comprenden un imán.
  - 35 8.- El aparato de la reivindicación 1, en el que el proyector (40) utiliza una red de microespejos digital o un dispositivo de cristal líquido.
  - 9.- El aparato de la reivindicación 1, en el que el proyector (40) está adaptado para proyectar el indicador de posición (42) en al menos parcialmente por fuera de las marcas de blanco de la fuente de rayos X.
  - 40 10. El aparato de la reivindicación 1, en el que el al menos uno de los sensores (24, 24a ,24b) es un transceptor de radiofrecuencia.
  - 11.- El aparato de la reivindicación 1, en el que la imagen proyectada varía de aspecto de acuerdo con un desplazamiento de alineación entre la fuente (10) de rayos X y el detector (20) de imagen intrabucal.
  - 12.- Un procedimiento de obtención de una imagen de rayos X intrabucal que comprende:
  - 45 la emisión de una pluralidad de señales procedente de unos emisores (30) de señal asociados con un detector (20) de imagen intrabucal;
  - la detección de la pluralidad de señales emitidas utilizando los sensores (24, 24a, 24b) acoplados en posición cerca de una fuente (10) de rayos X;
  - el cálculo de una alineación de posición y de ángulo del detector (20) de imagen intrabucal con respecto a la fuente (10) de rayos X de acuerdo con las señales detectadas, en el que la alineación de ángulo se

refiere a la alineación de ángulo entre la radiación incidente derivada de la fuente de rayos X y una normal o línea ortogonal, con la superficie del detector (20) de imagen intrabucal;

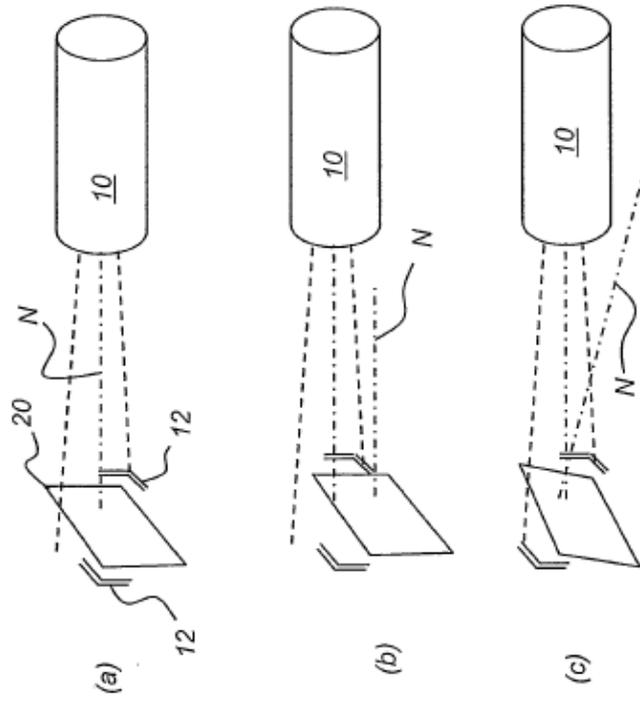
5 **caracterizado porque** el procedimiento comprende además la proyección de una imagen 2D indicativa de la información de alineación de posición y de ángulo hacia la posición calculada del detector, en el que la imagen 2D comprende unas marcas (12) de blanco para la fuente de rayos X, un indicador de posición (42) y un indicador de desplazamiento de alineación de ángulo del detector (20) de imagen intrabucal con respecto a la fuente (10) de rayos X para guiar los ajustes de alineación.

13.- El procedimiento de la reivindicación 12, en el que la proyección de la imagen comprende la proyección de un contorno representativo del detector (20) de imagen.

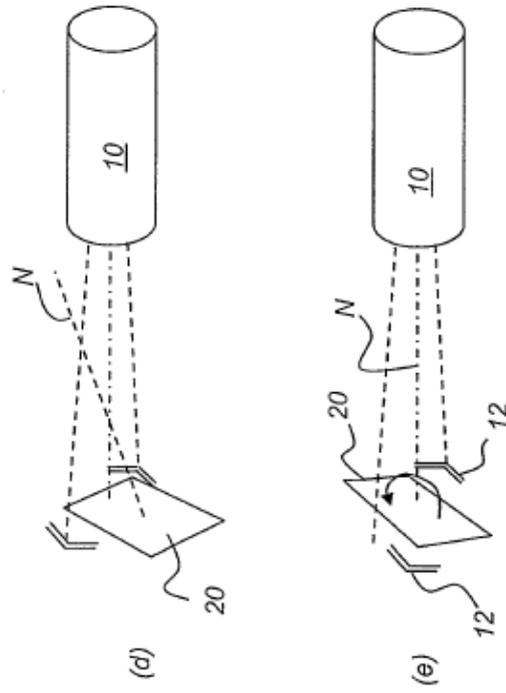
10 14.- El procedimiento de la reivindicación 12, en el que la proyección de la imagen comprende la proyección de una imagen representativa del detector (20) de imagen y que comprende además la utilización de un color que indica la cantidad relativa de un desplazamiento de alineación.

15.- El procedimiento de la reivindicación 12, en el que el indicador de desplazamiento de alineación de ángulo incluye al menos un elemento entre un mensaje numérico o un color.

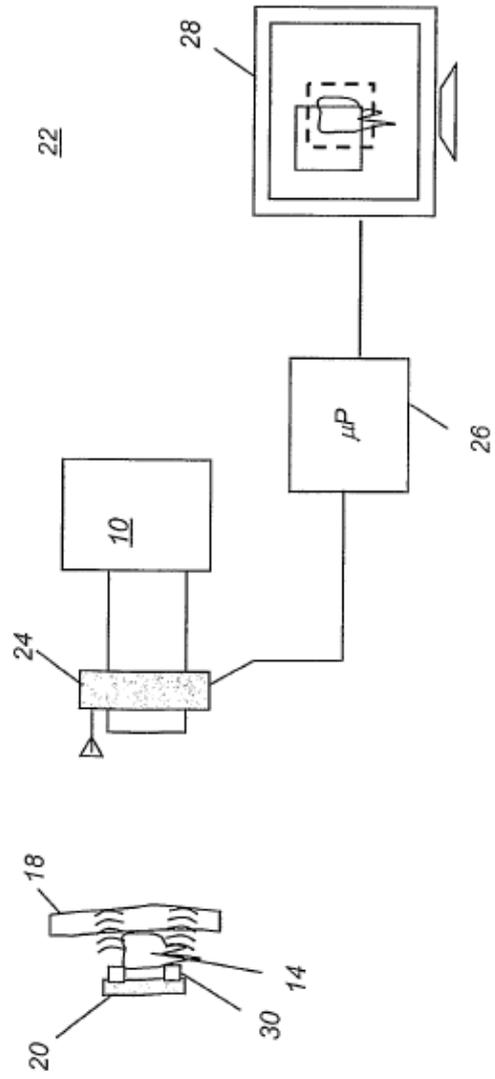
15



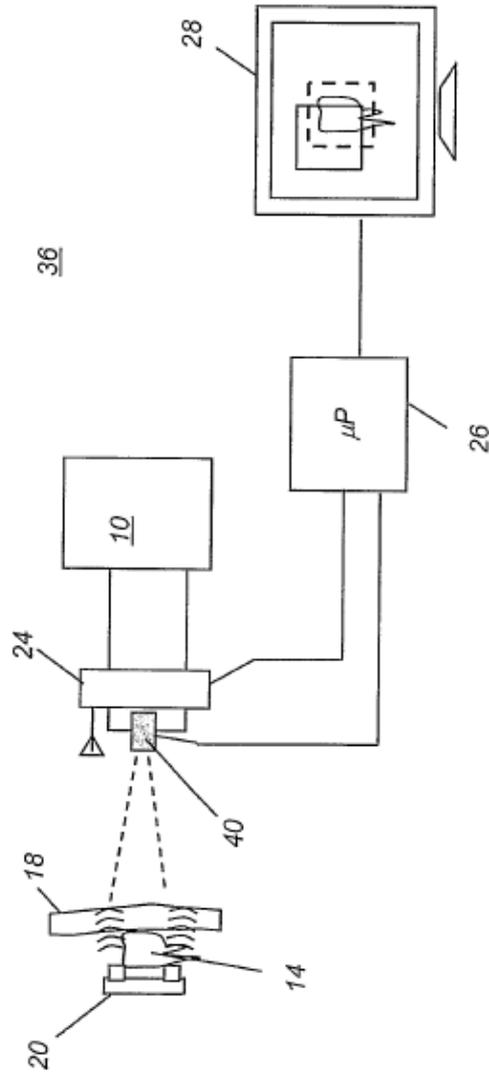
**FIG. 1A**



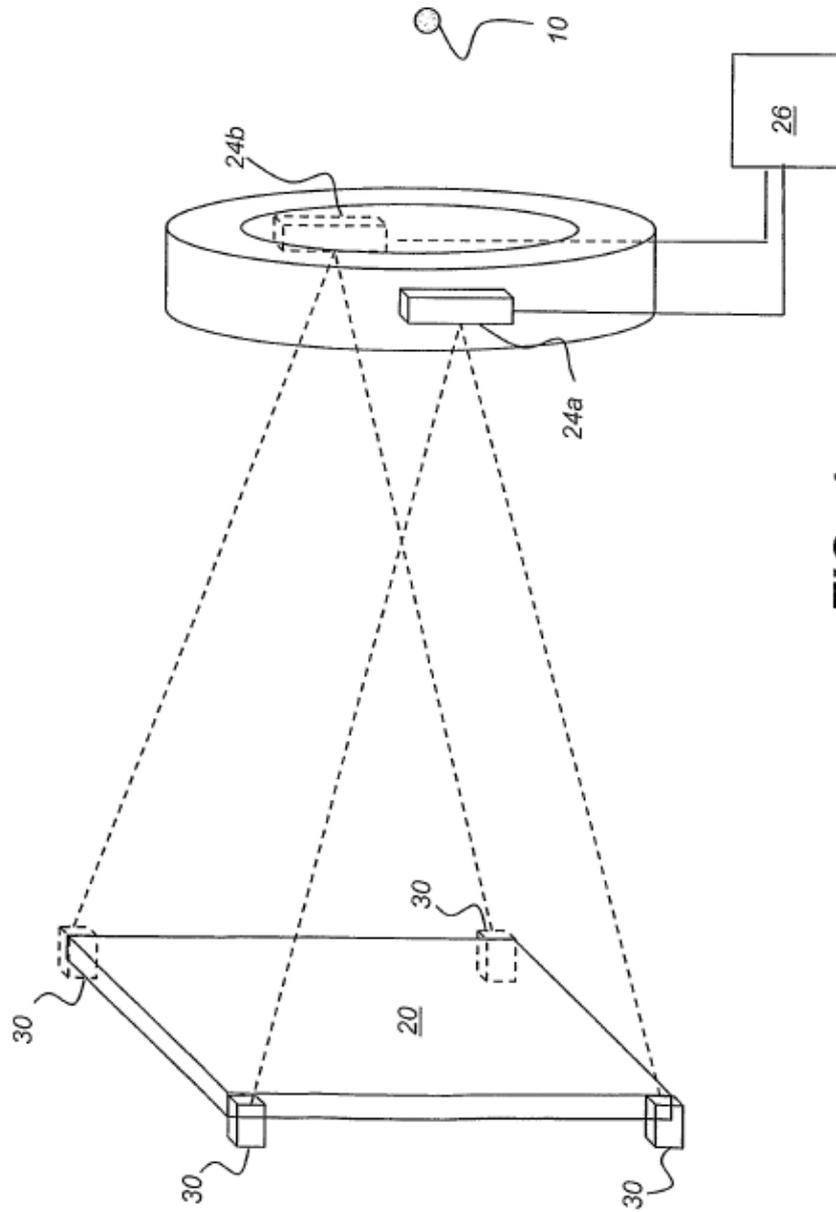
**FIG. 1B**



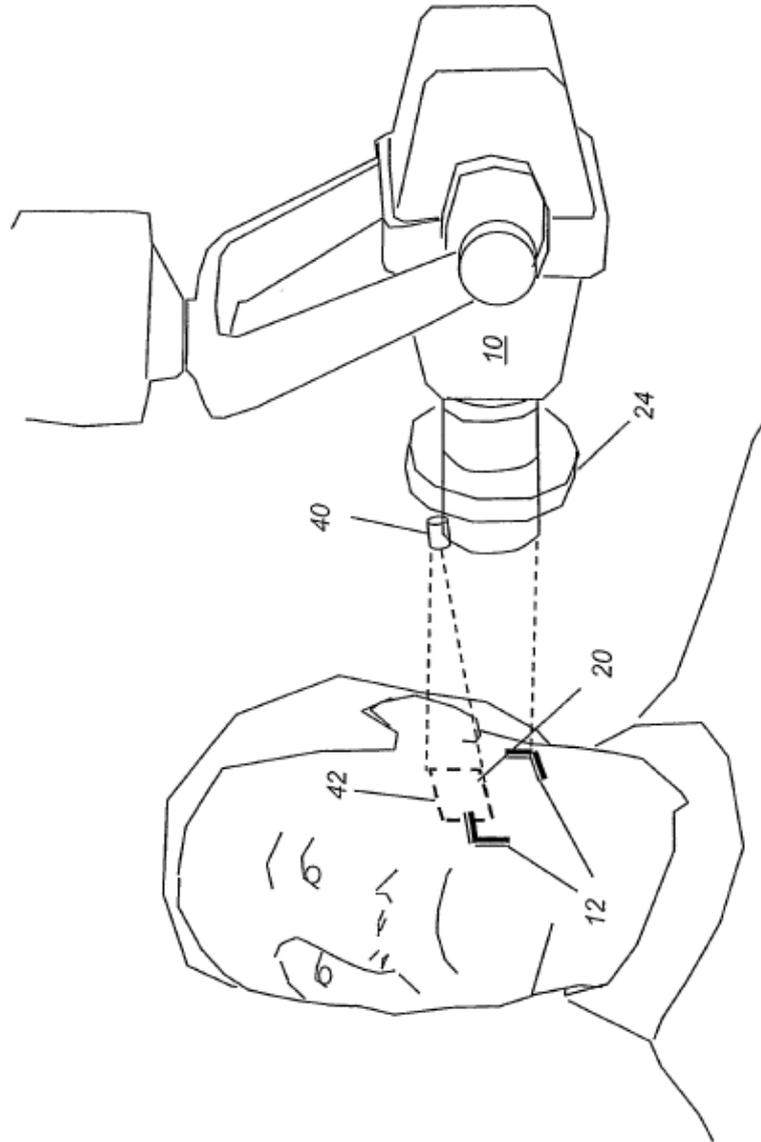
**FIG. 2**



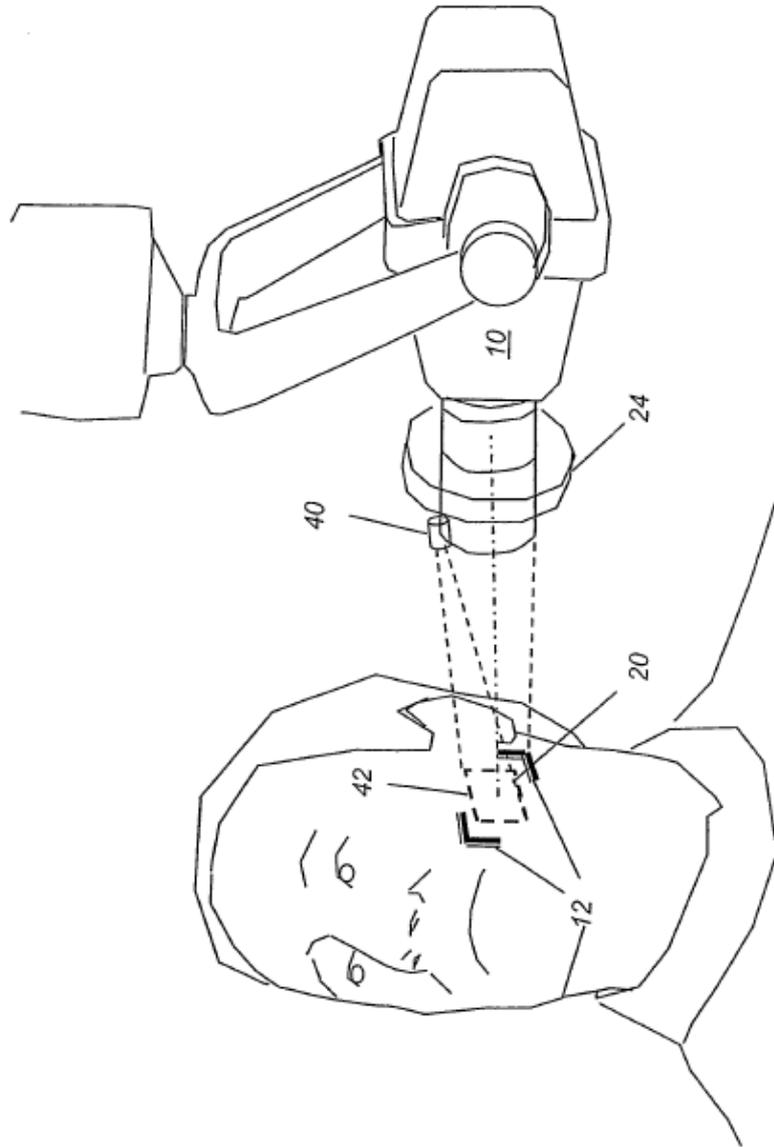
**FIG. 3**



**FIG. 4**



**FIG. 5**



**FIG. 6**