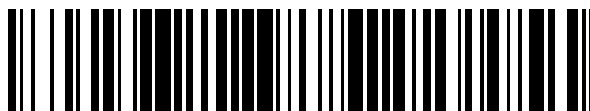


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 386 115**

51 Int. Cl.:

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/107 (2006.01)

G01B 11/25 (2006.01)

A61B 1/06 (2006.01)

A61B 1/247 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **10003595 .5**

96 Fecha de presentación: **31.03.2010**

97 Número de publicación de la solicitud: **2241247**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **20.10.2010**

54 Título: **Formación de imágenes de superficie dental utilizando una proyección de franjas polarizadas**

30 Prioridad:
16.04.2009 US 424562

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
09.08.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
09.08.2012

73 Titular/es:
**CARESTREAM HEALTH, INC.
150 VERONA STREET,
ROCHESTER, NY 14608-1733, US**

72 Inventor/es:
Liang, Rongguang

74 Agente/Representante:
Carpintero López, Mario

ES 2 386 115 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

Formación de imágenes de superficie dental utilizando una proyección de franjas polarizadas

Campo de la invención

5 La invención se refiere, en general, al campo de la formación de imágenes diagnosticas utilizando una luz estructurada y , más concretamente, a un procedimiento para la formación de imágenes tridimensionales de la superficie de los dientes y de otras estructuras que utilizan una proyección de franjas.

Antecedentes de la invención

10 La formación de imágenes de proyección de franjas utiliza una luz en patrones o estructurada para obtener una información del contorno de superficie de estructuras de diversos tipos. En la formación de imágenes de proyección de franjas, un patrón de líneas de una franja o rejilla de interferencia es proyectada hacia la superficie de un objeto desde una dirección determinada. El patrón proyectado desde la superficie es a continuación visualizado desde otra dirección como una imagen del contorno, aprovechando la triangulación con el fin de analizar la información de la superficie en base a la apariencia de las líneas del contorno. Un desplazamiento de fase, en el cual el patrón proyectado es desplazado espacialmente por incrementos para la obtención de mediciones adicionales en los nuevos emplazamientos, es típicamente aplicado como parte de la formación de imágenes de proyección de franjas, utilizado con el fin de completar el mapeo del contorno de la superficie y para incrementar la resolución global de la imagen del contorno.

15 La formación de imágenes de proyección de franjas ha sido utilizada eficazmente para la formación de imágenes de los contornos de las superficies de objetos sólidos de gran opacidad y ha sido utilizada para la formación de imágenes de los contornos de las superficies para algunas partes del cuerpo humano y para obtener datos detallados acerca de la estructura de la piel. Sin embargo, una serie de obstáculos técnicos han impedido el uso eficaz de la formación de imágenes de proyección de franjas del diente. Un problema específico con respecto a la formación de imágenes de la superficie dental se refiere a la translucidez del diente. Los materiales translúcidos o semitranslúcidos son, en general, conocidos como particularmente problemáticos para la formación de imágenes de proyección de franjas. La difusión subsuperficial en estructuras translúcidas puede reducir la relación global de señal / ruido (S / N) y modificar la intensidad de la luz, provocando datos de la altura imprecisos. Otro problema se refiere a los elevados niveles de reflexión para las diversas superficies del diente. Materiales de gran reflectancia especialmente estructuras reflectantes huecas, pueden reducir de manera eficaz el intervalo dinámico de este tipo de formación de imágenes.

20 En la formación de imágenes de proyección de franjas global, el contraste es típicamente deficiente, siendo el ruido un factor de consideración. Para mejorar el contraste, muchos sistemas de formación de imágenes de proyección de franjas adoptan medidas para reducir la cantidad de ruido en la imagen del contorno. En general, para una medición de la geometría de la superficie precisa utilizando técnicas de formación de imágenes de franjas, es importante captar la luz directamente reflejada desde la superficie de una estructura sometida a prueba y rechazar la luz reflejada desde el material o las estructuras que se sitúan por debajo de la superficie. Este es el sistema generalmente recomendado para el escaneo de superficies en 3D de objetos translúcidos. Un sistema similar debe ser utilizado para la formación de imágenes intraoral.

25 Desde la perspectiva de la óptica, la estructura del diente propiamente dicho presenta una serie de problemas con respecto a la formación de imágenes de proyección de franjas. Tal y como se indicó con anterioridad, la luz que penetra por debajo de la superficie del diente tiende a experimentar una difusión considerable dentro del material translúcido del diente. Así mismo, puede producirse la reflexión derivada de elementos opacos situados por debajo de la superficie del diente, contribuyendo a la formación de ruido que degrada la señal detectada y complicando así aún más la tarea del análisis de la superficie del diente.

30 Una medida correctiva que ha sido intentada para hacer que sea practicable la proyección de franjas para la formación de imágenes del contorno del diente es la aplicación de un revestimiento que cambia las características reflectantes de la propia superficie del diente. En este sentido, para compensar los problemas ocasionados por la translucencia del diente, una serie de sistemas convencionales para la formación de imágenes del contorno del diente aplican una pintura o un polvo reflectante en la superficie del diente antes de la formación de imágenes del contorno de la superficie. A los fines de la formación de imágenes de proyección de franjas, esta etapa suplementaria potencia la opacidad del diente y elimina o reduce los efectos de la luz difundida destacados con anterioridad. Sin embargo, existen inconvenientes en este tipo de sistema. La etapa de aplicación de un polvo o un líquido de revestimiento supone una adición de coste y tiempo al proceso de formación de imágenes del contorno del diente. Debido a que el grosor de la capa de revestimiento a menudo no es uniforme respecto de la totalidad de la superficie del diente, pueden producirse fácilmente errores de medición. Lo que es más importante, el revestimiento aplicado, aunque facilita la formación de imágenes del contorno puede tender a enmascarar otros problemas del diente y puede reducir la cantidad global de información que puede ser obtenida.

35 Incluso cuando se utiliza un revestimiento u otro tipo de acondicionamiento superficial del diente, sin embargo, los resultados pueden ser decepcionantes debido a los contornos pronunciados de la superficie del diente. Puede ser

difícil aplicar suficientes cantidades de luz sobre, y detectar la luz retrorreflejada desde, todas las superficies del diente. Las diferentes superficies del diente pueden ser orientadas en un ángulo de 90 grados unas con respecto a otras, haciendo que sea difícil dirigir la luz suficiente para una formación de imágenes precisas de todas las partes del diente.

5 Ha habido una serie de tentativas para adaptar las técnicas de perfilado de las superficies de luz estructurada a los problemas de la formación de imágenes de la estructura del diente. Por ejemplo, la Patente estadounidense No. 5,372,502 titulada “Sonda y Procedimiento Óptico para la Inspección Tridimensional de los Dientes” [“Optical Probe and Method for the Three – Dimensional Surveying of Teeth”] de Massen et al. describe el uso de una matriz de LCD para formar patrones de tiras para su proyección sobre la superficie del diente. Un sistema similar se describe en la
10 Publicación de Solicitud de Patente estadounidense 2007/0086762 titulada “Extremo Frontal para una Cámara de Formación de Imágenes en 3 – D” [“Front End for 3 – D Imaging Camera”] de O’Keefe et al. Este documento se refiere a un sistema de formación de imágenes tridimensional para formar una imagen en tres dimensiones de un diente objeto de atención. El sistema incluye una unidad de proyección capaz de generar un patrón de luz proyectada y una unidad de detección capaz de detectar un patrón de imagen recibido desde el diente objeto de
15 atención. Una unidad de transceptor óptico transmite el patrón proyectado generado por la unidad de proyección al diente objeto de atención y recibe el patrón de imagen procedente del diente objeto de atención. El transceptor óptico está constituido por un cuerpo integrado que presenta al menos una primera y segunda caras de transmisión y una superficie reflectante que refleja la luz que se propaga por dentro del cuerpo. La luz del patrón proyectado puede ser polarizada en un estado de polarización y la luz de la imagen detectada puede ser polarizada en un
20 segundo estado de polarización ortogonal con respecto al primer estado de polarización. La Patente estadounidense 7,312,924 titulada “Multiplexador de Polarización y Procedimientos para el Escaneo Intraoral” [“Polarizing Multiplexer and Methods for Intra-Oral Scanning”] de Trissel describe un procedimiento para el perfilado de la superficie del diente que utiliza la triangularización y la luz polarizada, pero que necesita la aplicación de un revestimiento fluorescente para su funcionamiento. De manera similar la Patente estadounidense No. 6,885,464 titulada “Cámara en 3 – D para Registrar Estructuras de Superficie, en Particular con Fines Dentales” [“3-D Camera for Recording Surface Structures, in Particular for Dental Purposes”] de Pfeifer et al. divulga un aparato de formación de imágenes dentales que utiliza la triangulación pero que, así mismo, requiere la aplicación de un polvo opaco sobre la superficie del diente para la formación de imágenes.

Así mismo, el documento EP 1 1391 176 A1 se refiere a un procedimiento y a una disposición para llevar a cabo
30 unas mediciones de la topografía de una superficie del ojo, en el que el medio de proyección para la proyección de una imagen sobre dicha superficie del ojo comprende una fuente de luz de proyección, y en el que al menos una fracción de la luz que sale de la superficie como resultado de dicha proyección es recibida utilizando una o más unidades de recepción, como por ejemplo unas cámaras cargadas en base a dispositivos acoplados. La topografía de la superficie se determina por el análisis de dicha fracción de luz que sale de la superficie y la imagen proyectada
35 sobre la superficie es proyectada con una luz que comprende un color respecto del cual la superficie es opaca.

Puede apreciarse que un aparato y un procedimiento que proporcione una formación de imágenes precisa del contorno de la superficie del diente, sin la necesidad de aplicación de un revestimiento añadido o de otro tratamiento de la superficie del diente para esta finalidad, ayudaría a acelerar la odontología reconstructiva y podría ayudar a
40 reducir los costes y las desventajas inherentes a los procedimientos convencionales, como los necesarios para la obtención de un molde o de otro perfil superficial para una corona, implante u otra estructura restauradora.

Sumario de la invención

Constituye un objetivo de la presente invención proporcionar una mejora en la técnica de la formación de imágenes diagnósticas, especialmente en aplicaciones de formación de imágenes intraoral. Con este objetivo en mente, la presente invención proporciona un aparato de formación de imágenes intraoral de acuerdo con lo definido en la
45 reivindicación 1. Formas de realización adicionales de la invención se detallan en la descripción subsecuente y en las reivindicaciones dependientes. La cámara intraoral puede comprender: un generador de patrones de franjas que puede ser energizado para emitir una iluminación de un patrón de franjas que presente una frecuencia espacial predeterminada con una luz dentro de un intervalo de 350 a 500 nm; un polarizador en la trayectoria de la iluminación del patrón de franjas emitido desde el generador del patrón de franjas y que presenta un primer eje geométrico de transmisión de la polarización; una lente de proyección dispuesta para dirigir la iluminación del patrón de franjas polarizado como iluminación incidente hacia una superficie del diente; una lente de formación de
50 imágenes dispuesta para dirigir al menos una porción de la luz reflejada y difundida por la iluminación incidente sobre la superficie del diente a lo largo de una trayectoria de detección; un analizador dispuesto a lo largo de la trayectoria de detección y que presente un segundo eje geométrico de transmisión de la polarización; un detector dispuesto a lo largo de la trayectoria de detección para obtener los datos de las imágenes procedentes de la luz
55 suministrada por medio del analizador; y un procesador de una lógica de control sensible a las instrucciones programadas y accionable para obtener los datos de las imágenes procedentes del detector y para ajustar la intensidad a lo largo de una o más partes de la iluminación del patrón de franjas que es emitido desde el generador del patrón de franjas de acuerdo con los datos de las imágenes obtenidas.

Constituye una característica distintiva de la presente invención que se aplica una luz con una polarización y una longitud de onda apropiadas junto con la formación de patrones mediante la proyección de franjas con una luminosidad variable con respecto a la tarea de formación de imágenes del contorno del diente.

5 Una ventaja que ofrece el aparato y el procedimiento de la presente invención se refiere a la formación de imágenes mejorada de la superficie del diente con un coste inferior con respecto a los procedimientos convencionales de formación de imágenes del contorno. A diferencia de los procedimientos convencionales, no es necesario aplicar ningún tipo de polvo u otra sustancia opaca sobre el diente como etapa preparatoria para la formación de imágenes del contorno.

10 Estos objetivos se ofrecen únicamente a modo de ejemplo ilustrativo, y dichos objetivos pueden ser ejemplares de una o más formas de realización de la invención. Otros objetivos y ventajas deseables obtenidos de forma inherente por la invención divulgada pueden ser concebidos o resultar evidentes a los expertos en la materia. La invención se define por las reivindicaciones adjuntas.

Breve descripción de los dibujos

15 Los anteriores y otros objetivos, características distintivas y ventajas de la invención resultarán evidentes a partir de la descripción subsecuente más detalla de las formas de realización de la invención, de acuerdo con lo ilustrado en los dibujos que se acompañan. Los elementos respectivos de los dibujos no son necesariamente a escala.

La FIG. 1 es un diagrama esquemático de un aparato de formación de imágenes que utiliza una formación de imágenes de proyección de franjas polarizadas en una forma de realización.

20 La FIG. 2A es un diagrama de bloques que muestra el uso de un analizador con su eje geométrico de polarización paralelo con el polarizador de un aparato de formación de imágenes de proyección de franjas polarizadas.

La FIG. 2B es un diagrama de bloques que muestra el uso de un analizador con su eje geométrico de polarización ortogonal con respecto al polarizador de un aparato de formación de imágenes de proyección de franjas polarizadas.

25 La FIG. 3A muestra la reflexión y la difusión dependiente de la polarización de la iluminación incidente sobre el diente.

La FIG. 3B es un diagrama que muestra las intensidades relativas de la luz reflejada y de la luz difundida a partir de la iluminación incidente.

30 Las FIGS. 4A, 4B, y 4C son vistas en perspectiva de un diente representado en imagen con una formación de imágenes de proyección de franjas, que utiliza luz no polarizada, luz de polarización transversal y luz copolarizada, respectivamente.

La FIG. 5A es un diagrama que muestra la penetración de la iluminación dependiente de la longitud de onda que incide sobre el diente.

35 La FIG. 5B es un diagrama esquemático que muestra las intensidades relativas de la luz reflejada y difundida con diferentes longitudes de onda.

La FIG. 6 es un diagrama esquemático que muestra un aparato de formación de imágenes para la obtención tanto de luz copolarizada como de luz polarizada transversal en la formación de imágenes de proyección de franjas.

40 La FIG. 7 es un diagrama esquemático que muestra los componentes de un sistema de formación de imágenes intraoral de acuerdo con una forma de realización.

La FIG. 8 es un diagrama de bloques que muestra cómo puede ser aplicada una mayor luminosidad para una formación de imágenes mejorada sobre una parte del campo de formación de imágenes con superficies contorneadas.

45 Las FIGS. 9A y 9B muestran patrones ejemplares de luz proyectada generados para la formación de imágenes de contornos en una forma de realización.

La FIG. 10 es un diagrama de flujo lógico que muestra la secuencia para la obtención de una imagen de contornos compensados.

La FIG. 11 es un diagrama de bloques esquemático que muestra los componentes de un generador de patrones en una forma de realización.

La FIG. 12 es un diagrama esquemático de un aparato de formación de imágenes que utiliza la formación de imágenes de proyección de franjas polarizadas en una forma de realización.

Descripción detallada de la invención

5 Las figuras suministradas en la presente memoria se ofrecen con el fin de ilustrar los principios fundamentales de funcionamiento y las relaciones de los componentes a lo largo de sus respectivas trayectorias ópticas de acuerdo con la presente invención y no están trazadas con la intención de mostrar el tamaño o la escala real. Puede ser necesaria alguna forma de exageración con el fin de subrayar las relaciones o los principios estructurales básicos de funcionamiento. Algunos componentes convencionales que serían necesarios para poner en práctica las formas de realización descritas, como por ejemplo los componentes de soporte utilizados para suministrar potencia, para el
10 embalaje y el montaje y para la protección de los sistemas ópticos, por ejemplo, no se muestran en los dibujos con el fin de simplificar la descripción de la invención propiamente dicha. En los dibujos y en el texto que se incorporan, los mismos componentes son designados con las mismas referencias numerales, y se omiten descripciones similares relativas a los componentes y a la disposición o interacción de los componentes ya descritos.

15 En el contexto de la presente divulgación, el término "iluminación de patrones de franjas" se utiliza para describir el tipo de iluminación estructurada que se utiliza para la formación de imágenes de proyección de franjas o la formación de imágenes de "contornos". El patrón de franjas propiamente dicho puede incluir, como características distintivas de los patrones, múltiples líneas, círculos, curvas u otras formas geométricas que se distribuyan sobre el área que está iluminada y que tengan una frecuencia espacial determinada, repetida durante un periodo determinado.

20 Dos partes de una línea de luz u otra característica existente en un patrón de iluminación estructurada pueden ser consideradas como "uniformes desde el punto de vista dimensional", cuando su anchura de línea es la misma a lo largo de la extensión de la línea hasta un límite no mayor de ± 15 por ciento. Tal y como se describe con mayor detalle a continuación, la uniformidad dimensional del patrón de iluminación estructurada es necesaria para mantener una frecuencia espacial uniforme.

25 Tal y como se indicó con anterioridad en la sección de antecedentes, en lo que fallan los sistemas convencionales respecto de la formación de imágenes de proyección de franjas es en la provisión de resultados satisfactorios respecto del tejido dental, por una serie de razones. Los aparatos y los procedimientos de la presente invención dan respuesta a los problemas de la obtención de imágenes del diente mediante la utilización de la formación de imágenes de proyección de franjas con la iluminación de patrones de franjas mediante la selección de propiedades favorables de la luz y mediante técnicas que mejoran el suministro de luz sobre la superficie del diente contorneada de forma acusada.
30

Con referencia al diagrama de bloques esquemático de la Figura 1, en él se muestra una forma de realización de un aparato 10 de formación de imágenes intraoral para la obtención de la información del contorno de la superficie de un diente 20 que utiliza luz estructurada. Un generador 12 de patrones de franjas puede ser energizado para formar la luz estructurada de una iluminación de patrones de franjas y proyectar la luz estructurada así formada como una luz incidente hacia el diente 20 a través de un polarizador 14 y de una lente de proyección 16. La luz reflejada y difundida desde el diente 20 es suministrada a un detector 30, a través de una lente 22 de formación de imágenes y un analizador 28. El detector 30 está dispuesto a lo largo de una trayectoria de detección 88, en el plano de la imagen de la lente 22 de formación de imágenes. Un procesador 34 de lógica de control acepta la información de realimentación procedente del detector 30 y, en respuesta a este y otros datos, puede ser accionado para llevar a efecto el funcionamiento del generador 12 de patrón, de acuerdo con lo descrito con mayor detalle más adelante.
35
40

Una función del procesador 34 de lógica de control para la formación de imágenes de proyección de franjas, es desplazar por incrementos la posición de la franja y disparar el detector para tomar imágenes que, a continuación, son utilizadas para calcular la dimensión tridimensional de la superficie del diente. Para el procedimiento de proyección de franjas de desplazamiento de fase, al menos se necesitan típicamente tres imágenes con el fin de proporcionar suficiente información para el cálculo de la información tridimensional del objeto. Las posiciones relativas de las franjas para estas tres imágenes proyectadas son típicamente desplazadas en un tercio del periodo de la franja. El procesador 34 de lógica de control puede ser una computadora, un microprocesador u otro aparato de procesamiento lógico dedicado que ejecute las instrucciones programadas.
45

50 El aparato 10 de formación de imágenes intraoral de la Figura 1 utiliza la luz polarizada para la formación de imágenes de la superficie del diente 20. El polarizador 14 proporciona la iluminación del patrón de franjas a partir del generador 12 de patrones de franjas como luz linealmente polarizada. En una forma de realización, el eje geométrico de transmisión del analizador 28 es paralelo con el eje geométrico de transmisión del polarizador 14. Con esta disposición, solo se suministra al detector 30 una luz con la misma polarización que el patrón de franjas. En otra forma de realización, el analizador 28, dentro de la trayectoria de la luz reflejada hacia el detector 30, es rotado por un accionador 18 en una de las dos orientaciones según se requiera:
55

(a) el mismo eje geométrico de transmisión de la polarización que el del polarizador 14. En esta posición de "copolarización" el detector 30 obtiene la luz especular reflejada desde la superficie del diente 20, y la

mayor parte de la luz difundida y reflejada desde la capa superficial de la superficie del esmalte del diente 20, así como parte de la luz retrodifundida de las porciones de la subsuperficie del diente. La orientación de la copolarización del eje geométrico del analizador 28 se muestra en la Figura 2A. La polarización paralela o copolarización proporciona un contraste mejorado respecto a otras configuraciones.

- 5 (b) el eje geométrico ortogonal de la transmisión de la polarización con respecto al polarizador 14. La utilización de la polarización ortogonal o polarización transversal ayuda a reducir el componente especular de la superficie del diente y obtener más luz difundida desde las porciones interiores del diente. La orientación de la polarización transversal del eje geométrico del analizador 28 se muestra en la Figura 2B.

10 Cuando el diente es representado en un sistema de formación de imágenes y un sensor, la luz disponible para el sensor puede ser (i) la luz reflejada desde la superficie superior del diente; (ii) la luz difundida o reflejada desde el volumen o parte de la superficie cercana del diente; y (iii) la luz difundida por el interior del diente. En el contexto de la presente divulgación, el “volumen de la superficie cercana” del diente es aquella parte de la estructura del diente que se sitúa dentro de un margen no mayor de unos pocos cientos de μm de la superficie.

15 Es sabido que la luz reflejada por la superficie del diente (i), la luz especular, mantiene el estado de polarización de la luz incidente. Cuando la luz incidente se propaga más allá por dentro del diente, la luz resulta cada vez más despolarizada.

20 De forma desfavorable, una cierta parte de la luz especular (i) para un patrón de contorno puede ser incidente sobre partes reflectantes en mayor medida de la superficie del diente, ocasionando incluso una cierta cantidad de saturación que degrada la detección de la luz. Frente a los sistemas convencionales que utilizan toda la luz procedente del diente, los procedimientos de la invención utilizan al menos partes tanto de la luz especular (i) como de la luz reflejada por la superficie cercana (ii), y evitan la luz difundida que penetra profundamente dentro del diente (iii). Los solicitantes han encontrado que la luz de la superficie cercana (ii), particularmente la luz azul y las longitudes de onda más cortas, sigue estando sustancialmente polarizada. De esta manera, por ejemplo, una gran parte de la luz difundida y reflejada desde la capa superficial del esmalte del diente presenta, así mismo, el mismo estado de polarización que la luz incidente y que la luz especular (i).

25 La Figura 3A muestra por qué el aparato y el procedimiento de la presente invención utilizan luz difundida de la superficie cerca desde justo por debajo de la superficie del diente. Cuando una luz polarizada P_0 de dimensión reducida ilumina el diente, parte de la luz P_1 es reflejada desde la superficie del diente de forma especular y presenta el mismo estado de polarización que la luz de iluminación P_0 . La otra parte de la luz de iluminación P_0 se introduce en el diente, es sometida a difusión y se despolariza. Parte de la luz difundida P_2 se escapa de la superficie del diente cerca de la zona de iluminación y puede llegar al detector 30 (Figura 1).

30 De particular interés, la “huella” espacial de la luz difundida P_2 , la cual se refiere a las dimensiones de las características del patrón de la luz estructurada, como por ejemplo el grosor de las líneas, muestra un incremento sobre la correspondiente huella espacial de la luz reflejada P_1 . Por ejemplo, cuando el patrón de la luz estructurada consiste en líneas paralelas de luz de un grosor determinado, la luz reflejada P_1 desde estas características del patrón presenta unas líneas con un grosor sustancialmente igual que el del patrón proyectado. Sin embargo, la luz difundida P_2 es detectada como líneas de grosor ligeramente aumentado. Esto es, dado que la luz P_2 ha sido difundida dentro del diente, la huella proyectada sobre la superficie del diente es más ancha que la de la luz reflejada especular, la cual tiene el mismo tamaño que el del haz de iluminación. El gráfico de la Figura 3B muestra la diferencia entre la huella de la luz procedente de la superficie (P_1) del diente y la luz procedente del interior del diente (P_2). Para reducir el error de la medición que podría derivarse, la luz detectada desde el interior del diente debe reducirse al mínimo. Los solicitantes han encontrado que la polarización proporciona un discriminador eficaz para separar la luz especular (P_1) de la superficie del diente a partir de la luz difundida desde el interior del diente, aunque todavía aprovechando una parte de la luz difundida (P_2).

35 El grupo de imágenes del contorno mostrado en las Figuras 4A a 4C proporciona una comparación de sistemas para obtener y utilizar la luz devuelta del diente utilizando la proyección de franjas. La Figura 4A muestra una imagen del contorno del diente 20 obtenida utilizando luz no polarizada. La Figura 4B muestra una imagen en cierto modo más deficiente que utiliza luz polarizada transversal, pero no muestra una reflexión especular. La Figura 4C muestra la mejora en el contraste de la imagen al utilizar luz copolarizada. Las áreas de alto brillo de esta imagen se deben a la reflexión especular. Como muestran estas imágenes, el contraste de franjas mejora cuando la luz de polarización transversal es bloqueada a partir del detector de imagen.

40 Además de aprovechar las propiedades favorables de la luz polarizada, las formas de realización de la presente invención aprovechan, así mismo, las diferentes cantidades de reflexión que corresponden a la longitud de onda de la luz dirigida hacia el diente. La Figura 5A muestra tres diferentes longitudes de onda λ_1 , λ_2 , λ_3 tal como son dirigidas hacia el diente 20. La longitud de onda más corta en λ_1 penetra el diente hasta la distancia más corta. La siguiente longitud de onda más larga en λ_2 penetra el diente hasta una distancia adicional. Por último, la longitud de onda más larga en λ_3 penetra el diente hasta la distancia máxima. El gráfico de la Figura 5B muestra cómo la difusión afecta a la huella de la luz sobre la superficie del diente a partir de cada longitud de onda. Cuanto más larga es la longitud de onda, mayor será la huella, provocando un error de medición mayor. La longitud de onda λ_1 podría

ser cercana a la luz UV o a la luz azul en el intervalo de 350 a 500 nm, por ejemplo. La longitud de onda en λ_2 podría ser luz verde en el intervalo de 500 a 700 nm, por ejemplo. La longitud de onda λ_3 podría ser luz roja o luz IR en el alcance de 700 nm o mayor, por ejemplo. De esta manera, la luz azul o cerca del UV, en el alcance aproximado de 350 a 500 nm, debido a que proporciona la menor penetración dentro de la estructura del diente, resulta ser una fuente de luz apropiada para la formación de imágenes en la proyección de franjas en una forma de realización.

Para la forma de realización de la Figura 1, pueden ser utilizados unos moduladores de luz espacial como parte del generador 12 de patrón de franjas para proporcionar el movimiento de desplazamiento necesario para la formación de imágenes de proyección de franjas polarizadas, de acuerdo con lo descrito con mayor detalle más adelante. El patrón de franjas propiamente dicho es desplazado hasta al menos una posición alternativa durante la formación de imágenes, de modo más preferente, hacia dos o más posiciones alternativas. Este desplazamiento del patrón de luz puede ser provocado por un accionador separado (no mostrado en la Figura 1), siendo dicho accionador piezoeléctrico o de otro tipo de accionador que sea parte del generador 12 de patrón de franjas para conseguir un desplazamiento incremental de precisión. Alternativamente, cuando el generador 12 de patrón de franjas utiliza un modulador de luz espacial, este desplazamiento puede llevarse a cabo de forma electrónica, sin desplazamiento mecánico de partes dentro del generador 12 del patrón de franjas. Así mismo, otro accionador 18 puede ser situado para suministrar una rotación de 90 grados ya sea al polarizador 14 o bien al analizador 28 (como por ejemplo se muestra en la Figura 1) con el fin de obtener imágenes tanto de copolarización como de polarización transversal. La polarización, puede así mismo, ser rotada cuando se utilice un modulador de luz espacial de LCD.

La Figura 6 muestra una forma de realización de un aparato 40 de formación de imágenes intraoral que obtiene imágenes que utilizan tanto la polarización paralela como la copolarización sin que se requiera la rotación ya sea del polarizador 14 o del analizador 28 entre captaciones de imágenes. Un divisor del haz 36 de polarización separa la luz reflejada y difundida, reflejando la luz polarizada transversal sobre un detector 30b y transmitiendo la luz copolarizada a un detector 30a.

Debido a que la luz copolarizada y la luz polarizada transversal proporcionan tipos diferentes de información acerca de la superficie y de la superficie cercana del diente, el aparato 40 de formación de imágenes de la Figura 6 ofrece la ventaja de utilizar ambas polarizaciones sin necesidad de que exista un desplazamiento mecánico del analizador 28 o del polarizador 14, combinando los resultados a partir de las polarizaciones ortogonales con el fin de obtener unos datos del contorno de la superficie mejorados.

Los detectores 30, 30a o 30b, de las formas de realización descritas en la presente memoria pueden ser un número indeterminado de tipos de matrices de detección de imágenes, como por ejemplo un dispositivo CCD, por ejemplo. Los polarizadores y los analizadores pueden ser de rejilla de hilos u otros tipos de polarizadores.

En una forma de realización de la presente invención, el aparato de formación de imágenes está embalado bajo la forma de una sonda portátil que puede ser fácilmente situada dentro de la boca del paciente con escasa o ninguna molestia. Con referencia a la Figura 7, en ella se muestra un sistema 42 de formación de imágenes intraoral que incluye un aparato 10 de formación de imágenes bajo la forma de una sonda. La sonda comunica, a través de un canal de comunicaciones de datos cableado o inalámbrico, con el procesador 34 de lógica de control que obtiene las imágenes procedentes ya sea de una u otra o de ambas franjas de proyección copolarizadas y de polarización transversal. El procesador 34 de lógica de control proporciona los datos de las imágenes de salida que pueden ser almacenados en un archivo de datos y representados sobre una pantalla 38.

Tal y como se indicó en la sección de antecedentes, los contornos pronunciados del diente incluyen superficies que están abruptamente inclinadas entre sí, complicando la tarea de dirigir la suficiente luz sobre cada una de las superficies. Como resultado de ello, algunas superficies del diente pueden no proporcionar una información en 3-D que sea suficiente. Con referencia a la Figura 8, este problema se representa con respecto a la superficie trasera 26 del diente 20. La luz encuadrada en el patrón procedente del aparato 10 de formación de imágenes genera un patrón 44 de franjas de detección del contorno sobre el diente 20, tal y como se muestra en el recuadro B. El patrón 44 de franjas es suficientemente brillante para obtener un contenido de imágenes en 3-D sobre un área de superficie superior, tal y como se delimita sobre un área 52; sin embargo, el área de la superficie trasera correspondiente a la superficie trasera 26 del diente 20 y delimitada como un área más oscura 54 está iluminada de forma muy tenue. Ello permite solo una estimación tosca, en el mejor de los casos, del contorno de la superficie trasera 26.

Con el fin de compensar esta falta de luminosidad utilizando las técnicas convencionales de formación de patrones de proyección de franjas, una forma de realización de la presente invención incrementa de modo selectivo la intensidad de la luz de la iluminación del patrón de franjas sobre un área determinada. En la Figura 8, un patrón 50 de franjas se muestra con dos áreas diferentes, diferenciadas por sus intensidades de luz relativas. En el patrón 50 de franjas, una primera intensidad 56 se suministra para la formación de imágenes de proyección de franjas de superficies tales como el área de superficie superior que son más fácilmente accesibles para la formación de imágenes del contorno. Una segunda intensidad 58, más alta que la primera intensidad 56 para el ejemplo mostrado tal y como se indica mediante las líneas más oscuras en la Figura 8, se suministra para el área de la superficie trasera del diente. Debe observarse que la separación y el grosor de las características distintivas del patrón real de las líneas del contorno proyectadas que son las características distintivas del patrón en este ejemplo no se

modifican en la presente forma de realización. Se preserva la misma frecuencia espacial del patrón 50 de franjas. Esto significa que el patrón de contorno, el patrón 50 de franjas, permanece uniforme desde el punto de vista dimensional, con las líneas individuales u otras características distintivas del patrón modificadas solo en cuanto a su intensidad, y no en cuanto a su dimensión o separación (periodo). Solo la intensidad relativa de la iluminación del patrón de franjas sobre una o más áreas se incrementa cuando sea necesario. Por ejemplo, a lo largo de una línea cualquiera dentro del patrón 50 de franjas de luz estructurada, puede haber un número indeterminado de intensidades, como por ejemplo las dos mostradas como la primera y segunda intensidades 56 y 58 en la Figura 8. El grosor de las líneas dentro del patrón de franjas no cambia; la frecuencia espacial del patrón de franjas resulta preservado.

El mantenimiento de la uniformidad dimensional y de la frecuencia espacial del patrón de franjas es ventajoso para la formación de imágenes de contorno debido a que proporciona una resolución uniforme a lo largo de todo el campo de la imagen. Se han propuesto otras técnicas para modificar las dimensiones del patrón propiamente dichas, como por ejemplo el engrosamiento de las líneas del patrón con relación a determinadas áreas; sin embargo, debido a que la frecuencia espacial del patrón de franjas cambia cuando se utiliza dicha técnica, la resolución resultante de la imagen del contorno que se obtiene no es uniforme. Con respecto a este ejemplo del patrón 50 de franjas mostrado en la Figura 8 es instructivo observar que si este área indicada como la segunda intensidad 58 efectivamente utilizara líneas más gruesas, la imagen del contorno resultante experimentaría una resolución reducida a lo largo de esta área. Mediante el mantenimiento de las líneas del patrón 50 de franjas como uniforme desde el punto de vista dimensional e incrementando únicamente la intensidad de la luz para proporcionar la segunda intensidad 58 en este ejemplo, las formas de realización de la presente invención proporcionan una iluminación incrementada sin pérdida de resolución a lo largo de la zona más oscura.

El diagrama esquemático de la Figura 8 mostraba un simple caso en el cual el patrón 50 de franjas compensa la naturaleza abrupta de la superficie mediante la utilización de dos intensidades diferentes 56 y 58. Las Figuras 9A y 9B muestran ejemplos de otras posibles posiciones que utilizan más de dos intensidades de luz. En la Figura 9A, por ejemplo, la luz para la iluminación del patrón de franjas puede ser de la primera intensidad 56, de la segunda intensidad 58 o de una tercera intensidad 66, representada como la intensidad más alta en este ejemplo. En la Figura 9B, la luz puede ser de la primera, de la segunda, o de la tercera intensidades 56, 58 o 66, respectivamente, o de una cuarta intensidad 68 incluso más alta, tal y como se muestra. La intensidad de la luz puede variar a lo largo de cualquier característica del patrón individual, como por ejemplo a lo largo de una simple línea del patrón 50 de franjas proyectadas.

Además del incremento de la intensidad de la luz a lo largo de las áreas más oscuras de la superficie del diente respecto de la posición del aparato 10 de formación de imágenes, es, así mismo, posible reducir la intensidad de la luz respecto de aquellas áreas en las que pueda haber una reflexión altamente especular que, de no ser así, provocaría la saturación del detector. De nuevo aquí, debe subrayarse que lo que se modifica es la intensidad de la luz a lo largo de una o más partes del patrón de luz proyectado; el grosor y la separación de las líneas, ambas relacionadas con la frecuencia espacial, permanecen las mismas para las diferentes intensidades.

Con referencia de nuevo a las Figuras 1 y / o 6, la intensidad de la luz sobre el patrón proyectado puede ser modificada mediante el control del generador 12 del patrón de franjas por medio de unos comandos procedentes del procesador 34 de lógica de control, en respuesta a las instrucciones programadas, y por medio de señales suministradas a partir del procesador 34 de lógica de control a los componentes de control relacionados. En una forma de realización, el generador 12 del patrón de franjas es un dispositivo de microespejo digital (DMD). La intensidad puede, a continuación, ser incrementada a lo largo de cualquier parte del patrón 50 de franjas proyectado mediante el incremento del ciclo de trabajo eficaz de los espejos rotatorios del DMD utilizando una Modulación de Anchura de los Impulsos (PWM) para que la fuente de iluminación sea suministrada durante una cantidad de tiempo apropiada sobre una parte concreta del patrón de franjas. Otros procedimientos de ajuste de la intensidad de la iluminación se aplicarían para la LCD y para otros moduladores de la luz transmisores e informadores, utilizando técnicas de modulación de la luz conocidas por los expertos en la técnica de la formación de imágenes.

Con referencia de nuevo a la Figura 7, el procesador 34 de lógica de control es programado con instrucciones que adaptan de forma automática las intensidades locales de la línea o de otras características distintivas del patrón 50 de franjas de acuerdo con las condiciones de la formación de imágenes.

El diagrama de flujo lógico de la Figura 10 muestra una secuencia de etapas que son utilizadas para la formación de imágenes de proyección de franjas adaptativas en una forma de realización. En una etapa inicial 60 se obtiene una primera imagen de referencia. La imagen de referencia puede ser la imagen de un contorno, formado mediante la proyección de la luz estructurada sobre la superficie del diente. Como alternativa, la imagen de referencia puede ser una imagen convencional de dos dimensiones obtenida a partir de la proyección de un campo uniforme de luz sobre la superficie del diente. La imagen de referencia que se obtiene puede ser con una resolución total; como alternativa, dado que la imagen de referencia no se utiliza directamente para la formación de imágenes sino por el contrario, para determinar la cantidad global de luz que es retornada sobre cada área de superficie, la imagen de referencia puede tener una resolución más baja.

Todavía con referencia a la Figura 10, a continuación sigue una etapa de análisis 64, en la cual se identifican las áreas de la imagen de referencia detectadas que no son lo suficientemente luminosas. Para aplicaciones de formación de imágenes dentales, la etapa de análisis 64 puede aprovechar datos conocidos acerca de la estructura del diente. El facultativo, por ejemplo, puede identificar el diente por el número o proporcionar otra información que se utilice en la etapa de análisis 64. Una etapa 70 de generación de un mapa se ejecuta a continuación, en la cual las áreas de mayor o menor intensidad se definen de acuerdo con la primera imagen de referencia. Con respecto a las Figuras 9A y 9B, la etapa 70 establece a continuación el patrón 50 de franjas de intensidad variable. Una etapa 74 de adquisición de la imagen utiliza, a continuación, el patrón 50 de franjas generadas para la obtención de una imagen del contorno con una luminosidad añadida de acuerdo con lo descrito en la Figura 8. La etapa 74 de adquisición de la imagen puede ir seguida por una etapa 76 de bucle opcional que repita el análisis de la etapa 70 de generación del mapa con el fin de generar un segundo u otros adicionales mapeos de forma que pueda desplazarse el patrón de iluminación estructurado proyectado con oportunos cambios en la intensidad, una o más veces. Este desplazamiento se lleva a cabo con el fin de obtener una evaluación más precisa del contorno del diente utilizando las técnicas de proyección de franjas. Las imágenes del contorno obtenidas de forma individual son combinadas para obtener la información de la estructura de la superficie, utilizando técnicas bien conocidas en el campo de la formación de imágenes. En una forma de realización, la etapa 74 de adquisición de la imagen incluye, así mismo, un accionador 18 de energización (Figura 1) con el fin de obtener imágenes utilizando tanto la copolarización (como en la Figura 2A) como la polarización transversal (Figura 2B).

La Figura 11 es un diagrama de bloques esquemático que muestra los componentes de un generador 12 de patrón de franjas en una forma de realización. Un modulador 84 de la luz espacial, como por ejemplo un dispositivo de microespejo digital (DMD), un dispositivo de cristal líquido (LCD), u otro tipo de matriz o rejilla de modulación de la luz forma un patrón de acuerdo con las señales de control procedentes del procesador 34 de lógica de control. Una fuente 80 de luz proporciona una luz incidente al modulador 84 de la luz espacial, condicionada por un o más elementos ópticos 82, como por ejemplo un uniformador de la luz y unos elementos de lente. El modulador 84 de la luz espacial, en esta forma de realización, puede ser un dispositivo transmisor, como se muestra en la Figura 11, o un dispositivo reflectante, como por ejemplo un DMD. El procesador 34 de lógica de control responde al patrón 44 de la luminosidad de la luz que es devuelta en la imagen de referencia inicial de acuerdo con lo descrito con anterioridad con referencia a la Figura 8 para controlar la intensidad de las características distintivas del patrón del patrón de franjas que se forma sobre el modulador 84 de luz espacial.

En la forma de realización mostrada en la Figura 11, la fuente 80 de luz puede ser una fuente de luz de estado sólido, como por ejemplo, un diodo fotoemisor (LED) o un láser, o puede ser una lámpara u otra fuente de luz. Una luz azul o cerca del UV entre el alcance de 350 a 500 nm se utiliza para proporcionar un contenido de imágenes utilizables a partir de las partes cercanas de la superficie del diente, de acuerdo con lo descrito con anterioridad. En una forma de realización alternativa, no se utiliza la fuente 80 de luz y se utiliza una matriz emisora, como por ejemplo un LED Orgánico (OLED) para la generación del patrón a partir de componentes simples.

El diagrama esquemático de la Figura 12 muestra otra forma de realización de la invención en la que un filtro 90, como por ejemplo un filtro pasobanda que transmite luz azul o próxima al UV en el alcance entre los 350 y los 500 nm y atenúa otra luz, es situado dentro de la trayectoria de la formación de imágenes. Esta forma de realización puede ser menos sensible a los factores del entorno, como por ejemplo la luz parásita procedente de otro equipamiento existente en la habitación. En esta forma de realización, la fuente 80 de luz situada dentro del generador 12 del patrón de franjas (Figura 11) puede ser o bien de ancho de banda, extendiéndose bastante más allá del alcance de entre los 350 y 500 nm, o de banda estrecha, emitiendo fundamentalmente luz azul o cerca del UV.

Formas de realización de la presente invención proporcionan una formación de imágenes mejorada de los contornos de los dientes aprovechando las propiedades de la luz y las capacidades de los moduladores de la luz espacial para formar un patrón de proyección de franjas adaptativo que presenta una intensidad de luz apropiada que sea sensible a la variabilidad de las características de la superficie del diente. Los aparatos y los procedimientos de la presente invención compensan los problemas relacionados con la translucencia del diente mediante la utilización de una luz de longitud de onda corta y mediante el empleo de los principios de la luz polarizada. Cuando la luz con una longitud de onda apropiada y en estado de polarización está provista de una disposición de intensidad adaptable, puede conseguirse un indicador más preciso de la superficie del diente contorneada en gran medida.

La imagen del contorno de la superficie que se obtiene utilizando los aparatos y los procedimientos de la presente invención puede ser utilizada de una diversidad de formas. Los datos del contorno pueden ser introducidos en un sistema para el procesamiento y la generación de una estructura restauradora o pueden ser utilizados para reducir el trabajo de un técnico de laboratorio o de otro fabricante de un aparato dental. Este procedimiento puede ser utilizado como parte de un sistema o de un procedimiento que reduzca o elimine la necesidad de obtener impresiones abajo ciertas condiciones, reduciendo el gasto global de la atención dentaria. De esta manera, la formación de imágenes llevada a cabo utilizando este procedimiento y este aparato puede ayudar a conseguir unos dispositivos protésicos de ajuste superior que necesiten poco o ningún ajuste o encaje por parte del dentista. En otro aspecto, el aparato y el procedimiento de la presente invención pueden ser utilizados para el seguimiento del diente a largo plazo, de la estructura de soporte, y de las condiciones de mordedura, ayudando a diagnosticar e impedir problemas de salud

más serios. En conjunto, los datos generados utilizando este sistema pueden ser utilizados para ayudar a mejorar la comunicación entre el paciente y el dentista, y entre el dentista, el personal y las instalaciones del laboratorio.

5 De modo ventajoso, el aparato y el procedimiento de la presente invención proporcionan un sistema de formación de imágenes intraoral para una formación de imágenes en 3D de los dientes y otras características dentales sin que se requiera el empleo de un polvo o aplicación especial o algún otro revestimiento temporal para la superficie del diente. El sistema ofrece una alta resolución, del orden de entre el 25 y 30 μm en una forma de realización.

10 La invención ha sido descrita con detalle con particular referencia a la forma de realización actualmente preferente, pero puede entenderse que pueden llevarse a cabo variantes y modificaciones dentro del alcance de la invención. Por ejemplo, cualquier pluralidad de tipos diferentes de modulador de la luz espacial podría ser utilizada como parte del generador del patrón de franjas. Las formas de realización actualmente divulgadas se consideran, por tanto, en todos los aspectos como ilustrativas y no restrictivas. El alcance de la invención se define mediante las reivindicaciones adjuntas, y todas las modificaciones que caigan dentro del significado y de la extensión de sus equivalentes están destinados a quedar amparados por la invención.

Lista de piezas

- 10. Aparato de formación de imágenes
- 12. Generador del patrón de franjas
- 14. Polarizador
- 16. Lente
- 18. Accionador
- 20. Diente
- 22. Lente
- 26. Superficie trasera
- 28. Analizador
- 30, 30a, 30b. Detector
- 34. Procesador de lógica de control
- 36. Divisor del haz de polarización
- 38. Pantalla
- 40. Aparato de formación de imágenes
- 42. Sistema de formación de imágenes intraoral
- 44. Patrón
- 50. Patrón de franjas
- 52, 54. Area
- 56. Primera intensidad
- 58. Segunda intensidad
- 60. Etapa inicial
- 64. Etapa de análisis
- 66. Tercera intensidad
- 68. Cuarta intensidad
- 70. Etapa de generación de mapa
- 74. Etapa de adquisición imagen
- 76. Etapa de formación de bucle

ES 2 386 115 T3

80.	Fuente de luz
82.	Elemento óptico
84.	Modulador de la luz espacial
88.	Trayectoria de detección
90.	Filtro
B.	Recuadro
P0, P1, P2..	Luz polarizada
$\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3.$	Longitud de onda

REIVINDICACIONES

- 1.- Un aparato de formación de imágenes intraoral que comprende:
- 5 un generador de un patrón de franjas energizable para emitir una iluminación de un patrón de franjas que presenta una determinada frecuencia espacial, usando la luz emitida en un intervalo de longitudes de onda de luz azul o más cortas;
- un polarizador dispuesto en la trayectoria de la iluminación del patrón de franjas emitido a partir del generador del patrón de franjas y que presenta un primer eje geométrico de transmisión de polarización;
- 10 una lente de proyección dispuesta para dirigir la iluminación del patrón de franjas polarizado como una iluminación incidente hacia una superficie del diente;
- una lente de formación de imágenes dispuesta para dirigir al menos una parte de la luz reflejada y difundida a partir de la iluminación incidente en la superficie del diente a lo largo de una trayectoria de detección;
- un analizador dispuesto a lo largo de la trayectoria de detección y que presenta un segundo eje geométrico de transmisión de la polarización para proporcionar una polarización con el polarizador;
- 15 un detector dispuesto a lo largo de la trayectoria de detección para la obtención de datos de la imagen procedentes de la luz suministrada a través del analizador; y
- un procesador de lógica de control que actúa en respuesta a las instrucciones programadas y que puede ser accionado para obtener datos de imágenes procedentes del detector y de acuerdo con los datos de las imágenes obtenidas para ajustar de forma selectiva la intensidad de la iluminación del patrón de franjas sobre las diferentes áreas del patrón de franjas incidentes sobre la superficie del diente, proporcionando con ello unos patrones de franjas con la suficiente luminosidad en dichas áreas diferentes para obtener los datos de las imágenes.
- 20
- 2.- El aparato de formación de imágenes de la reivindicación 1, en el que el segundo eje geométrico de transmisión de polarización es paralelo al primer eje geométrico de transmisión de polarización.
- 3.- El aparato de formación de imágenes de las reivindicaciones 1 o 2, que comprende un accionador acoplado ya sea al polarizador ya sea al analizador y que puede ser energizado para hacer rotar el polarizador o el analizador acoplado hacia una o dos posiciones, separadas sustancialmente en un ángulo de 90 grados.
- 25
- 4.- El aparato de formación de imágenes de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que el analizador es un divisor del haz de polarización y en el que el detector es un primer detector dispuesto para recibir la luz copolarizada transmitida a través del divisor de la polarización y que comprende así mismo un segundo detector para recibir la luz polarizada transversal reflejada desde el divisor del haz de polarización.
- 30
- 5.- El aparato de formación de imágenes de una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el generador del patrón de franjas comprende una rejilla.
- 6.- El aparato de formación de imágenes de una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el generador del patrón de franjas comprende un modulador de la luz espacial para desplazar el patrón de franjas hasta al menos una posición alternativa sobre la superficie del diente.
- 35
- 7.- El aparato de formación de imágenes de la reivindicación 6, en el que el modulador de la luz espacial se elige entre el grupo compuesto por un dispositivo de microespejo digital y un dispositivo de cristal líquido.
- 8.- El aparato de formación de imágenes de la reivindicación 1, en el que el generador del patrón de franjas comprende un dispositivo emisor que forma y emite el patrón de franjas.
- 40
- 9.- El aparato de formación de imágenes de una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que comprende así mismo un filtro dispuesto a lo largo de la trayectoria de detección para transmitir la luz con un intervalo de 350 a 500 nm.
- 10.- El aparato de formación de imágenes de una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que la luz emitida está en el intervalo entre 350 y 500 nm.
- 45
- 11.- El aparato de formación de imágenes de una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el generador del patrón de franjas comprende un modulador de la luz espacial, la iluminación del patrón de franjas presenta una pluralidad de características distintivas del patrón y en el que el procesador de lógica de control es capaz de ajustar la intensidad de la iluminación del patrón de franjas sobre una o más de las características distintivas del patrón, comprendiendo así mismo dicho aparato de formación de imágenes:

un filtro dispuesto a lo largo de la trayectoria de detección para transmitir luz en la longitud de onda de color azul o más corta y atenuar la luz fuera del intervalo.

12.- El aparato de formación de imágenes de acuerdo con la reivindicación 11, en el que la luz transmitida por el filtro se sitúa en el intervalo entre 350 y 500 nm.

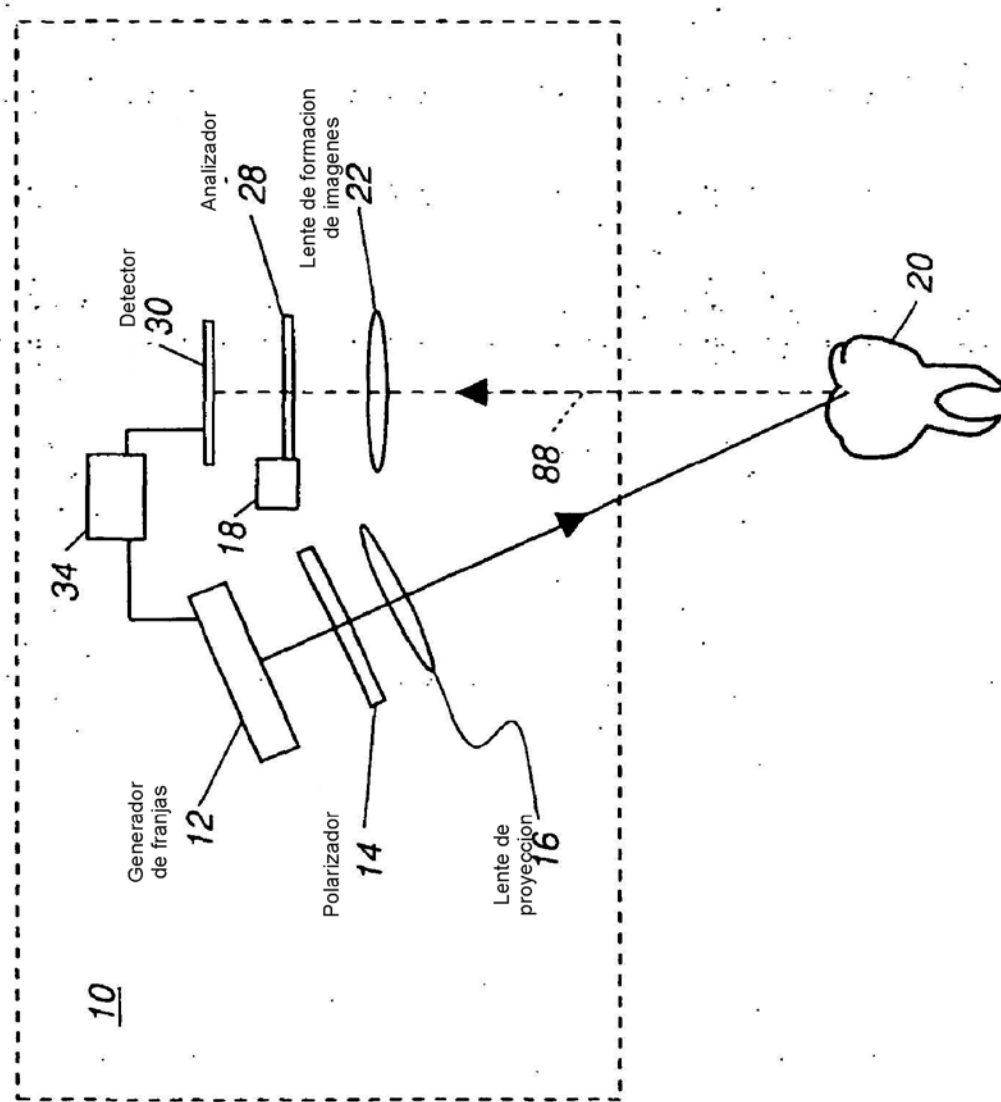


FIG. 1

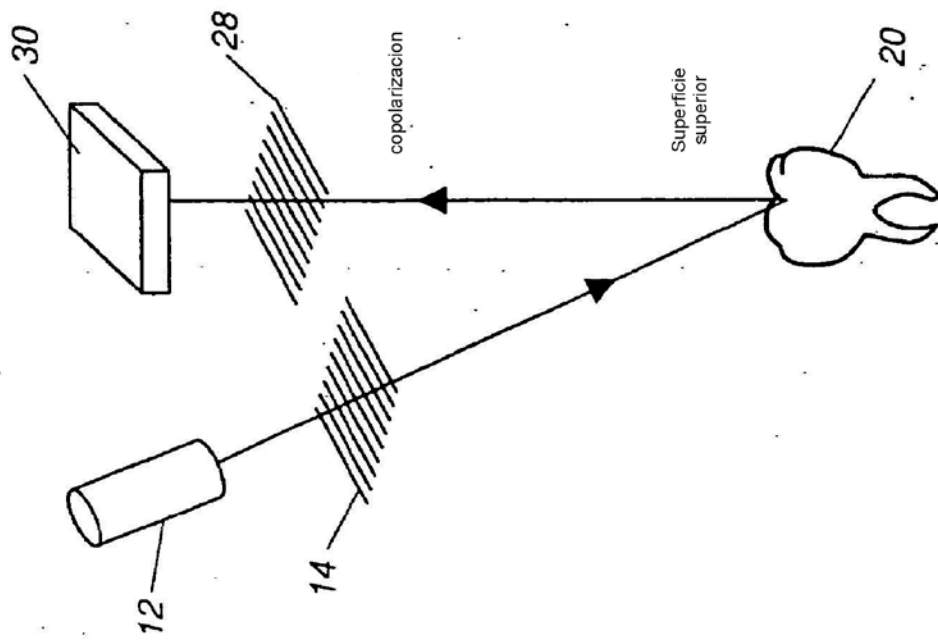


FIG. 2A

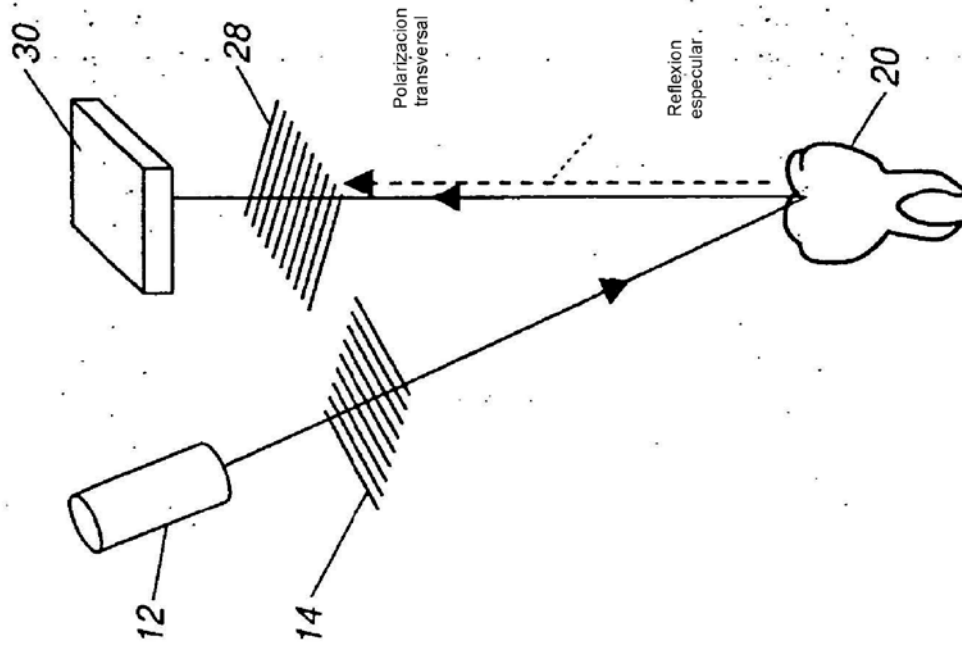


FIG. 2B

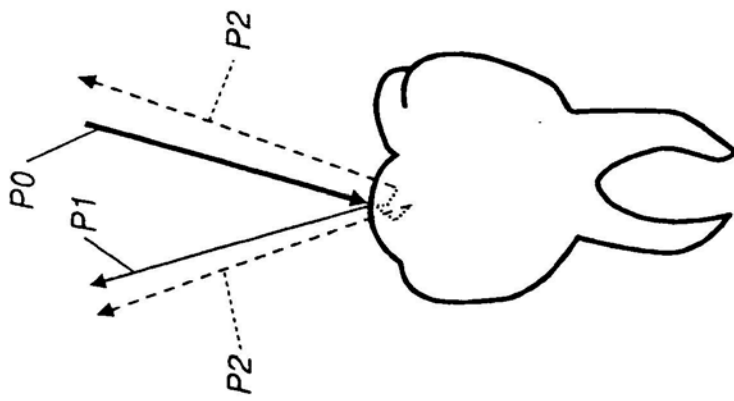


FIG. 3A

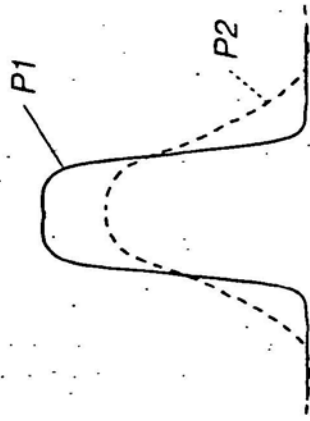


FIG. 3B

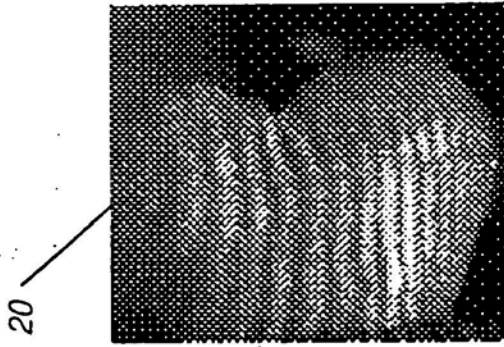


FIG. 4C

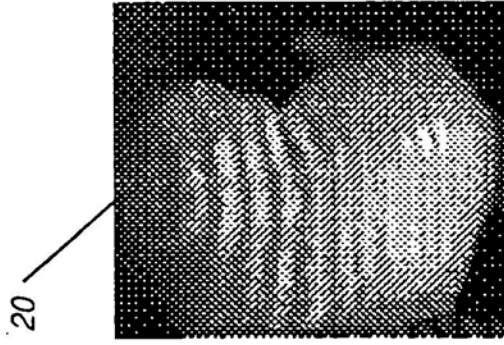


FIG. 4B

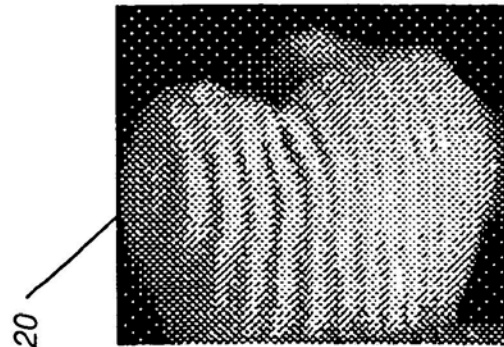


FIG. 4A

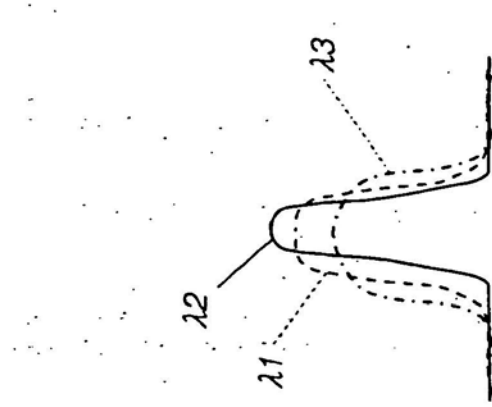


FIG. 5B

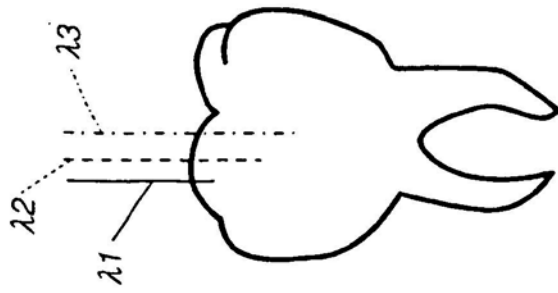
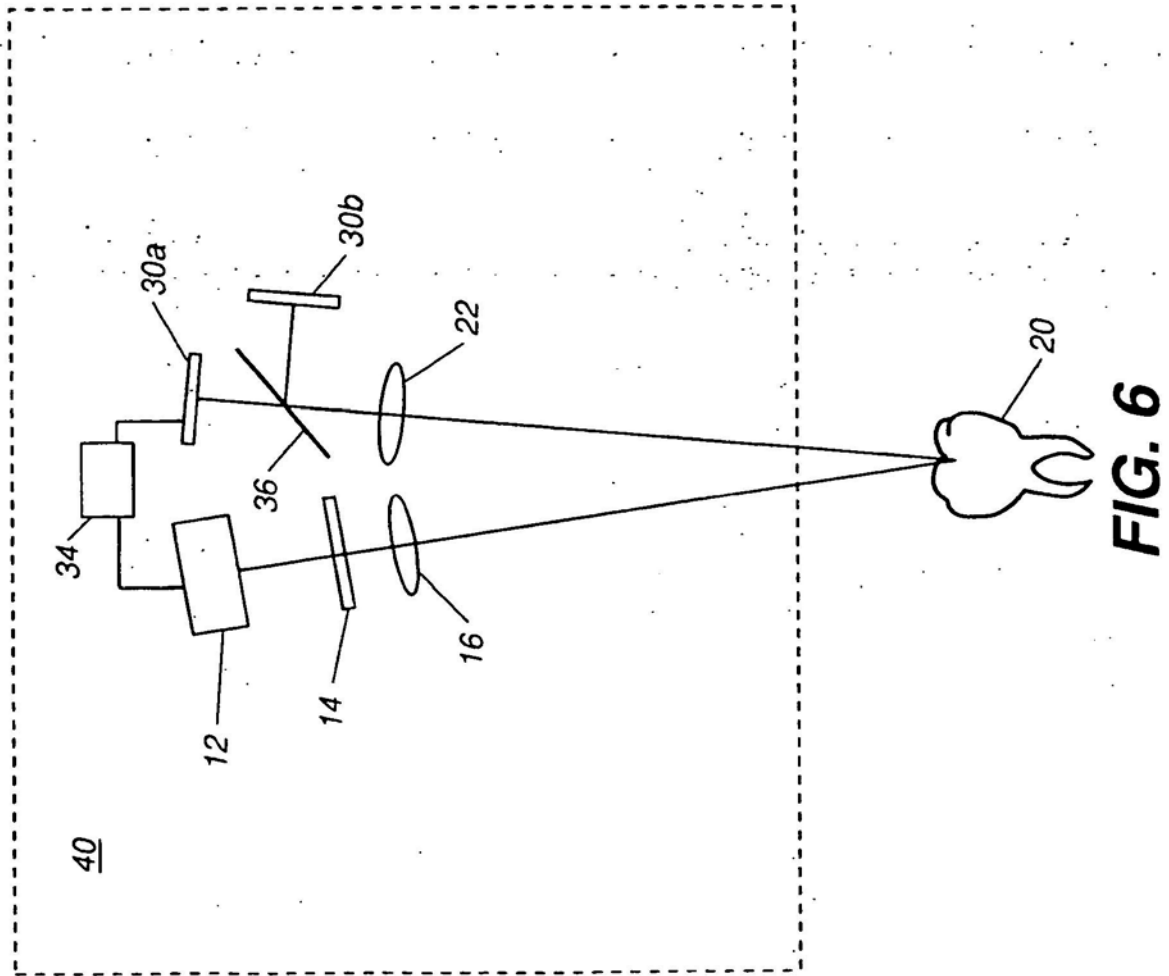


FIG. 5A



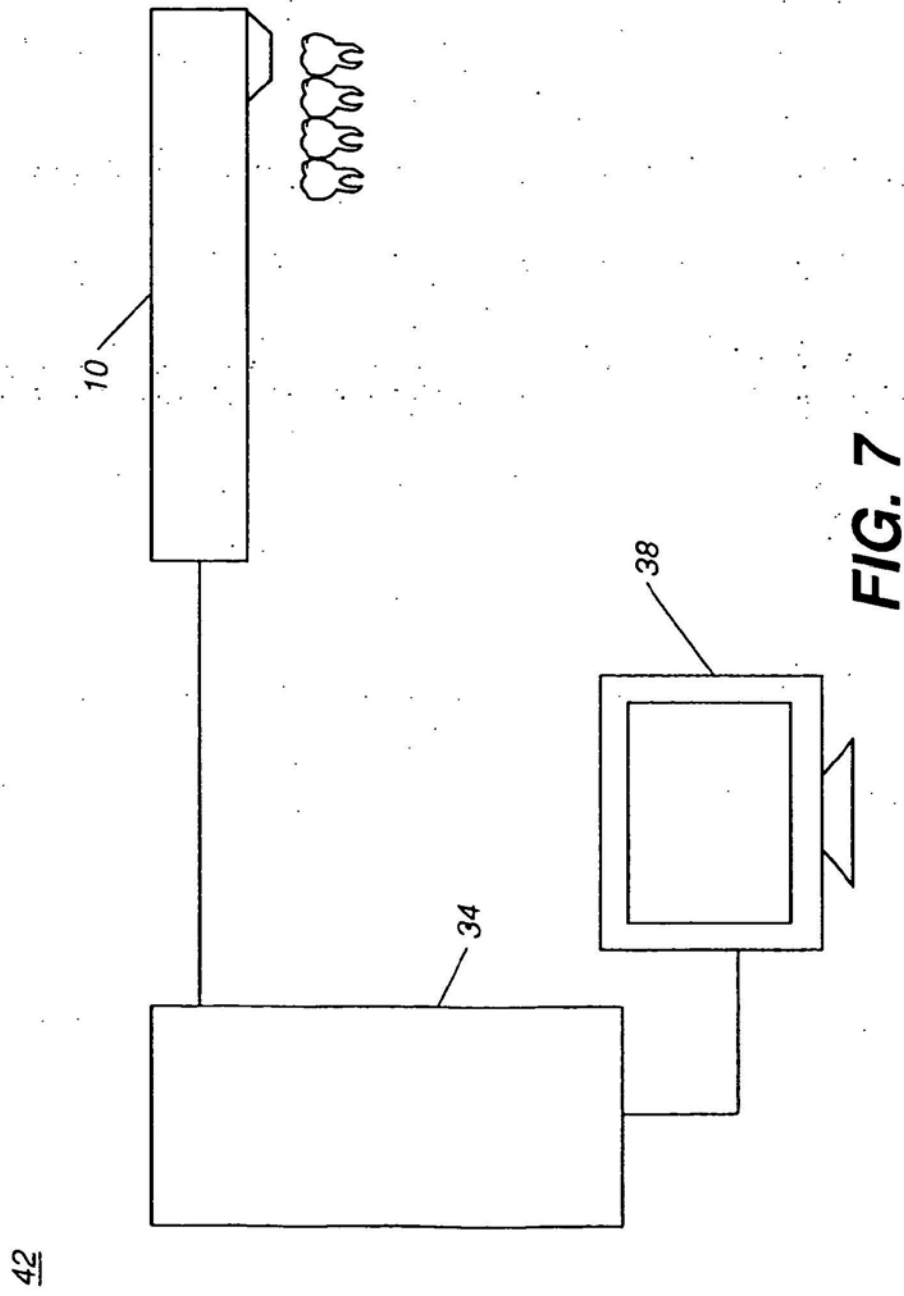
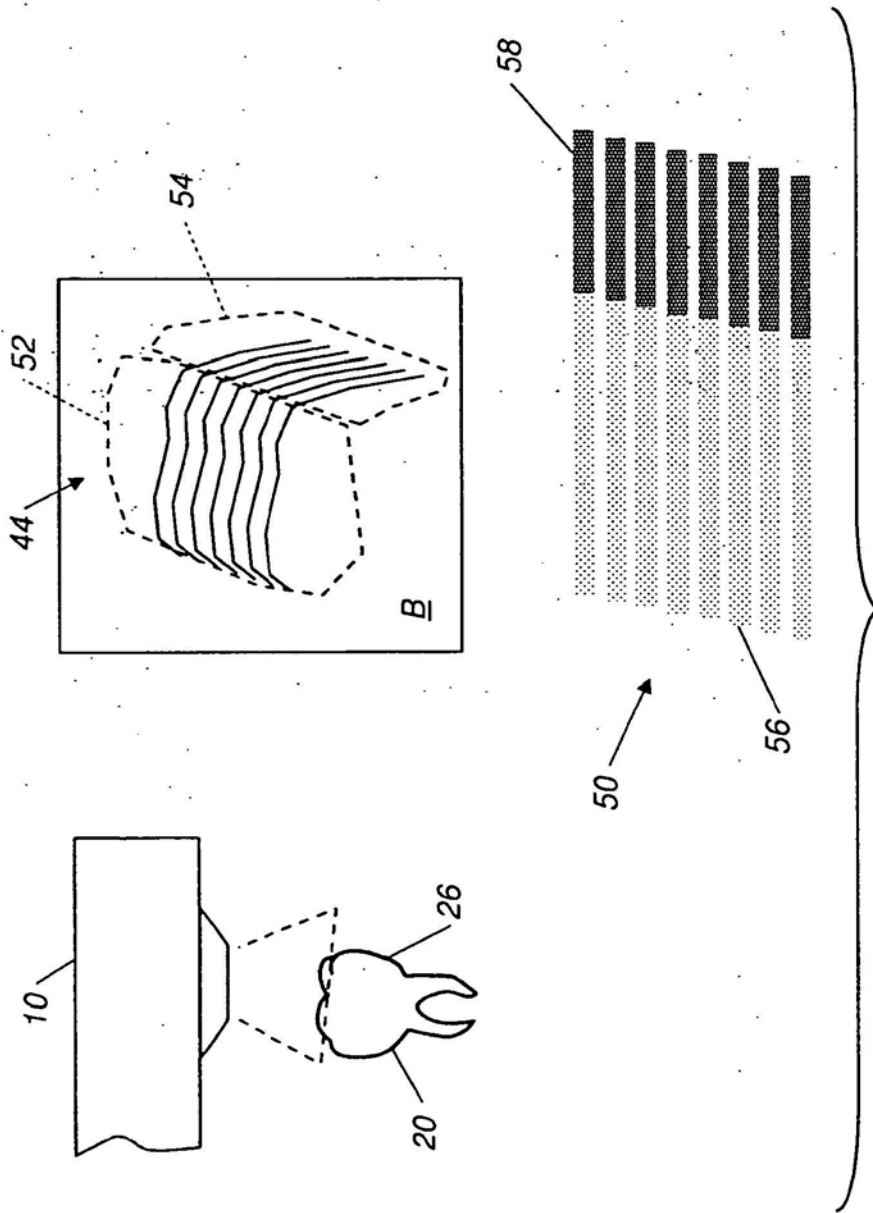


FIG. 7



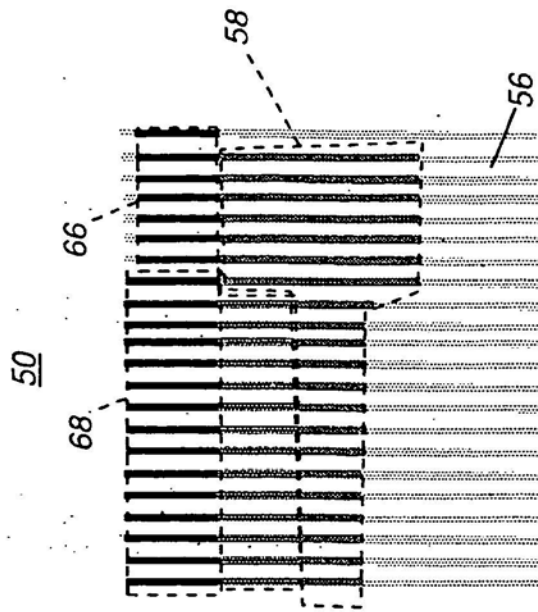


FIG. 9A

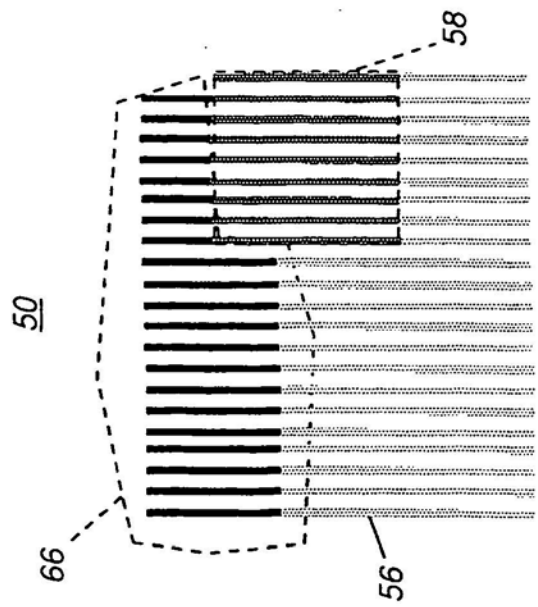


FIG. 9B

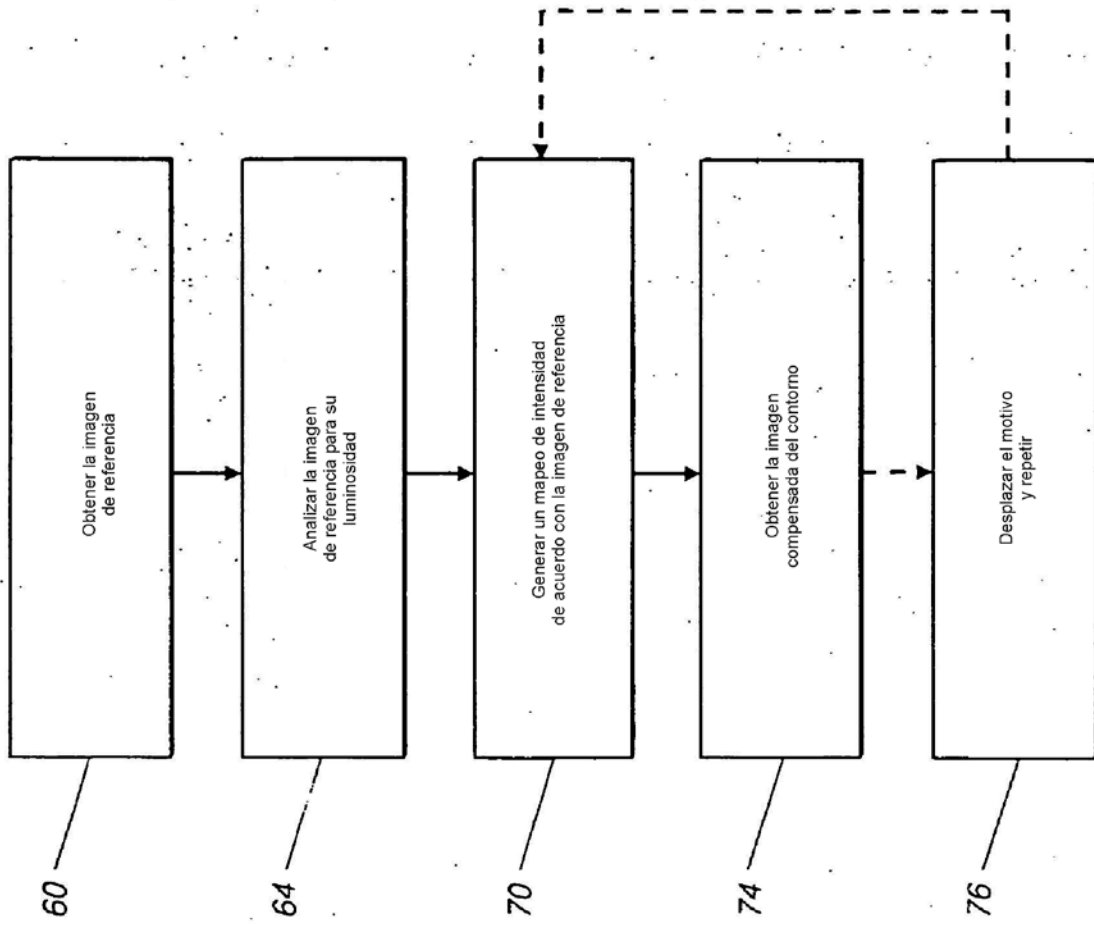


FIG. 10

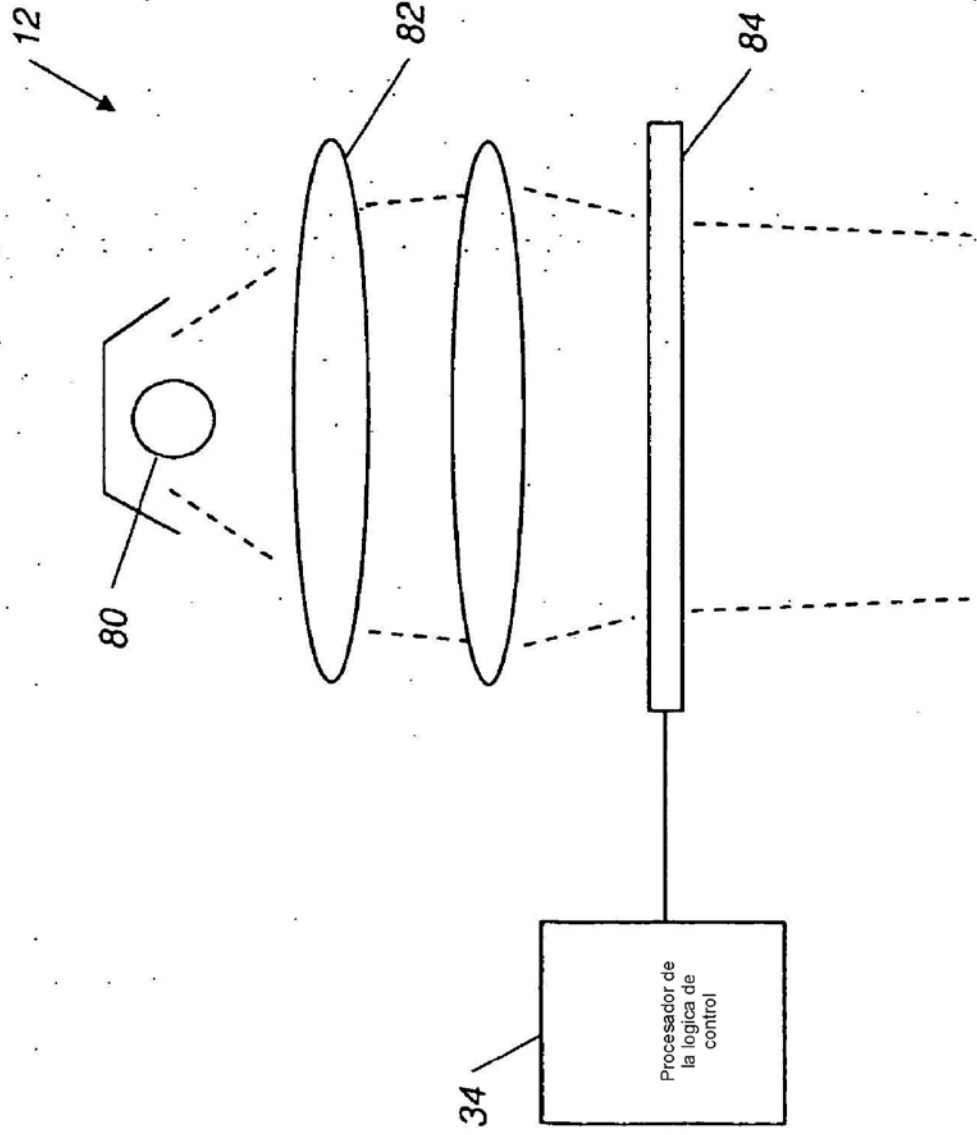


FIG. 11

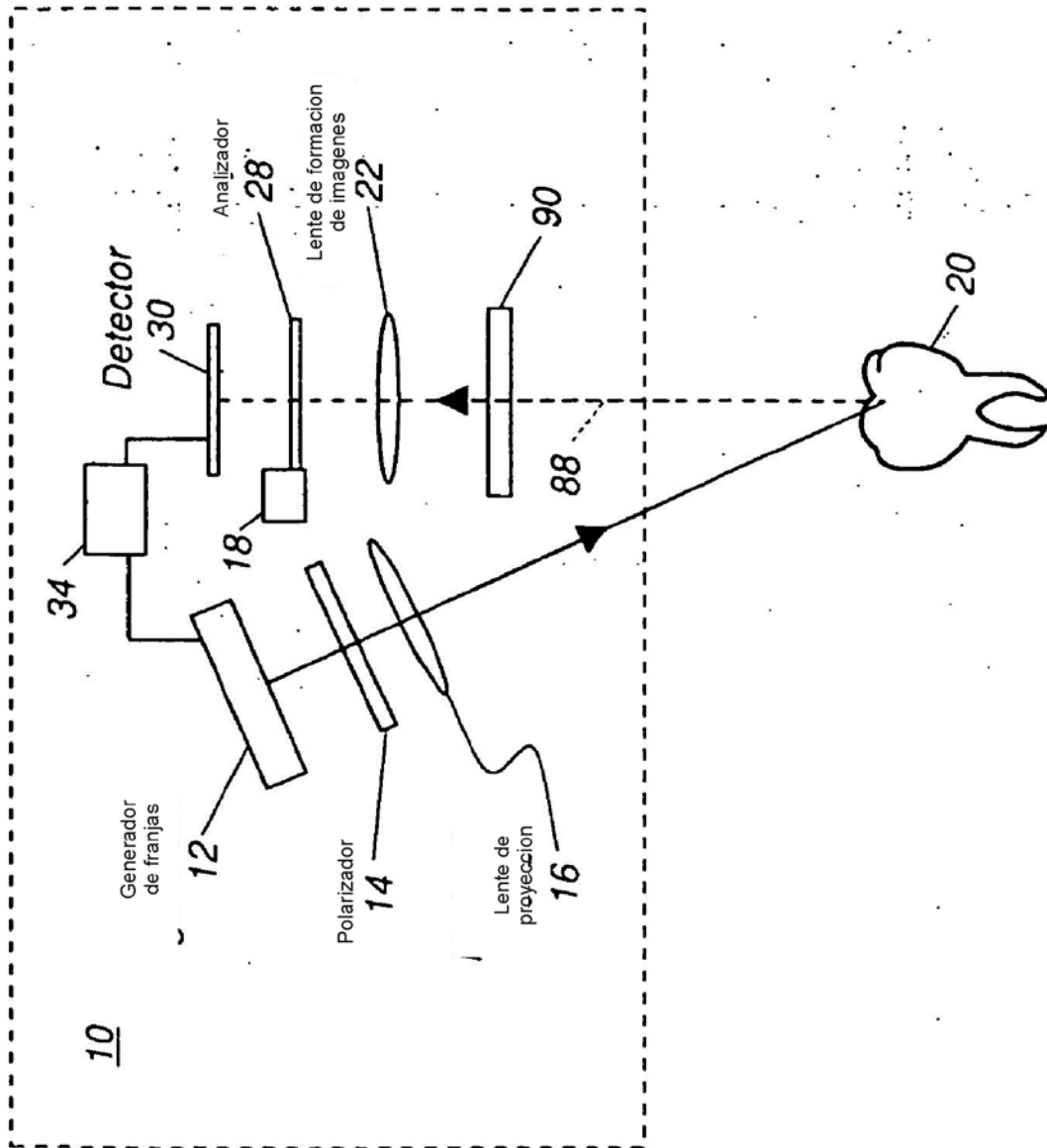


FIG. 12