

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 392 027**

51 Int. Cl.:

A61B 1/24 (2006.01)

A61B 5/107 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **10005702 .5**

96 Fecha de presentación: **01.06.2010**

97 Número de publicación de la solicitud: **2258254**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **08.12.2010**

54 Título: **Aparato de formación de imágenes de la forma y tono de color de la superficie dental**

30 Prioridad:

03.06.2009 US 477160

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:

04.12.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:

04.12.2012

73 Titular/es:

CARESTREAM HEALTH, INC. (100.0%)
150 Verona Street
Rochester, NY 14608-1733, US

72 Inventor/es:

LIANG, RONGGUANG

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 392 027 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 formación de imágenes de la forma y tono de color de la superficie dental

Campo de la invención

- 5 La invención se refiere en general al campo de formación de imágenes diagnósticas y se refiere más en particular a un aparato y un procedimiento para la formación de imágenes tridimensional combinadas de la forma y del tono de color de la superficie de los dientes y otras estructuras.

Antecedentes de la invención

- 10 La modelación precisa tanto de la forma como del tono de color de un diente son funciones importantes para proporcionar odontología restauradora y servicios relacionados. Convencionalmente, las funciones de determinar el contorno del diente e igualar el color del diente se han realizado en operaciones separadas. Esto hace que sea difícil hacer poner en coincidencia o correlacionar la información de tono de color con la información de forma. Las decisiones de tono de color en particular, están sujetas a errores humanos y la precisión global depende a menudo de la experiencia relativa del practicante.

- 15 Con la llegada de las tecnologías de formación de imágenes digitales, una serie de herramientas están disponibles para la obtención tanto de datos de contorno de superficie como de la información del tono de color del diente. Una tecnología que ha sido adaptada para la obtención del contorno del diente es la formación de imágenes de proyección de franjas. La formación de imágenes de proyección de franjas utiliza luz modelada o estructurada para obtener información del contorno de la 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 se proyecta hacia la superficie de un objeto desde una dirección dada. El patrón proyectado desde la superficie se visualiza entonces desde otra dirección como una imagen de contorno, aprovechándose de la triangulación con el fin de analizar la información de superficie basada en la aparición de las líneas de contorno. El desplazamiento de fase, mediante el cual el patrón proyectado se desplaza espacialmente incrementalmente para obtener mediciones adicionales en las nuevas posiciones, se aplica típicamente como parte de la formación de imágenes de proyección de franjas, que se utiliza con el fin de completar el mapeado de contorno de la superficie y para aumentar la resolución global en la imagen del contorno.

- 25 La formación de imágenes de proyección de franjas se ha utilizado para la formación de imágenes de contorno de la superficie de objetos sólidos de gran opacidad y se ha utilizado para la formación de imágenes de contornos de la superficie de algunas porciones 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. Uno de los retos de la formación de imágenes de la superficie dental se refiere a la translucidez del diente. Los materiales translúcidos o semi-translúcidos en general son conocidos por ser particularmente problemáticos para la formación de imágenes de proyección de franjas. La dispersión sub-superficial en estructuras translúcidas puede reducir la relación total de señal - ruido (S/N) y desplazar la intensidad de la luz, haciendo que los datos de altura sean inexactos. Otro desafío se refiere a los altos niveles de reflexión en las diversas superficies de los dientes. Los materiales altamente reflectantes, particularmente estructuras reflectantes ahuecadas, pueden reducir eficazmente el rango dinámico de este tipo de formación de imágenes.

- 40 En la formación de imágenes de proyección de franjas general, el contraste es escaso típicamente, siendo el ruido un factor significativo. Para mejorar el contraste, algunos sistemas de formación de imágenes de proyección de franjas adoptan medidas para reducir la cantidad de ruido en la imagen de contorno. En general, para la medición exacta de la geometría de la superficie utilizando técnicas de formación de imágenes de franjas, se desea obtener la luz que es reflejada directamente desde la superficie de la estructura que se está sometiendo a la prueba y rechazar la luz que es reflejada desde el material o estructuras que se encuentran debajo de la superficie. Este es un enfoque para la exploración de superficie en 3D de objetos translúcidos.

- 45 Desde una perspectiva de la óptica, la estructura del diente en sí presenta una serie de desafíos adicionales para la formación de imágenes de proyección de franjas. Como se ha indicado más arriba, la luz que penetra por debajo de la superficie del diente tiende a sufrir una dispersión significativa dentro del material translúcido del diente. Además, también se puede producir la reflexión de las características opacas debajo de la superficie del diente, añadiendo ruido que degrada la señal detectada y complicando de esta manera aún más la tarea de análisis de la superficie del diente.

- 50 Una medida correctiva que se ha intentado para hacer factible la proyección de franjas para la formación de imágenes de contorno del diente es la aplicación de un recubrimiento que cambia las características reflectantes de la superficie del mismo diente. Aquí, para compensar los problemas causados por la translucidez relativa del diente, un número de sistemas de formación de imágenes de contorno del diente convencionales aplican una pintura o polvo reflectante a la superficie del diente antes de la formación de imágenes del contorno de la superficie. Para los fines de formación de imágenes de proyección de franjas, esta etapa añadida aumenta la opacidad del diente y reduce o elimina los efectos de la dispersión de la luz se han señalado más arriba. Sin embargo, hay desventajas en este tipo de enfoque. La etapa de aplicación de un revestimiento en polvo o líquido añade coste y tiempo al proceso de formación de imágenes del contorno del diente. Debido a que el grosor de la misma capa de recubrimiento tiene un

grosor dado y a menudo es no uniforme sobre la superficie entera del diente, fácilmente se producen errores de medición. No hay información disponible sobre la translucidez relativa del diente cuando se aplica el recubrimiento. Además, el recubrimiento aplicado, aunque facilita la obtención de imágenes de contorno, puede tender a enmascarar otros problemas con el diente y por lo tanto puede reducir la cantidad total de información que se puede obtener.

5 Incluso cuando se utiliza un recubrimiento u otro tipo de acondicionamiento de la superficie del diente, todavía puede ser difícil proporcionar suficientes cantidades de luz sobre la misma, y detectar la luz reflejada que retorna de todas las superficies del diente. Las diferentes superficies del diente pueden estar orientadas a 90 grados unas con respecto a las otras, lo que hace difícil dirigir suficiente luz para la formación de imágenes con precisión de todas las partes del diente, se aplique, o no, un recubrimiento.

10 Ha habido intentos de adaptar las técnicas de perfilado de superficie con luz estructurada a los objetivos de formación de imágenes de la estructura dental. Por ejemplo, la Patente Norteamericana número. 5.372.502 titulado "Sonda Óptica y Procedimiento de Observación de los Dientes en tres dimensiones" de Massen et al. desvela el uso de una matriz de LCD para formar los patrones de bandas para la proyección sobre la superficie del diente. Otro enfoque se desvela en la Publicación de Solicitud de Patente Norteamericana 2007 / 0086762 titulada "Extremo Frontal para una Cámara de Formación de Imágenes en 3D" de O'Keefe et al., la Patente Norteamericana número 7.312.924 titulada "Multiplexor de Polarización y Procedimientos para la Exploración Intra - Oral" de Trissel desvela un procedimiento para perfilar la superficie del diente usando triangulación y luz polarizada, pero necesita la aplicación de un recubrimiento fluorescente para la operación. Además, la Patente Norteamericana 6.885.464 titulado "Cámara 3D para registrar Estructuras Superficiales, en particular con Fines Dentales" de Pfeiffer et al., desvela un aparato de formación de imágenes dentales utilizando triangulación pero también requiere la aplicación de un polvo opaco a la superficie del diente para la formación de imágenes.

El uso de un polvo u otro recubrimiento superficial, que puede ayudar a facilitar la formación de imágenes de contorno, impide que se pueda obtener al mismo tiempo información de tono de color. Por lo tanto, la información de tono de color y la información de contorno de la superficie deben ser obtenidas por separado, por lo que es difícil disponer en coincidencia la información de la forma y del tono de color una con la otra.

Un enfoque para la obtención de información tanto de la forma como del tono de color de un aparato que utiliza la formación de imágenes confocal se desvela en la Patente Norteamericana número 7.319.529 titulada "Procedimiento y Aparato para la Formación de Imágenes en Color de una Estructura Tridimensional" de Babayoff. Como mejor se entiende, se toman unos pocos cientos de imágenes del diente, a distancias focales incrementales, y la intensidad de píxeles relativa se utiliza como una medida del contorno de la superficie de múltiples puntos en la superficie del diente. Los datos de color y de profundidad obtenidos de esta manera se combinan entonces con el fin de obtener y mostrar la forma y el tono de color del diente.

Aunque los procedimientos de formación de imágenes confocales pueden tener algunas ventajas, hay desventajas en el uso de tales procedimientos. Pueden ser necesarios considerables recursos de procesamiento de la imagen con un enfoque de este tipo, dependiendo de la resolución de píxeles utilizada. Cuando este procesamiento se realiza externamente en un ordenador o procesador central conectado, puede haber una sobrecarga considerable debido al volumen de datos necesario transferido al ordenador o procesador central para los dispositivos confocales. Hay también desventajas relacionadas con los componentes ópticos y de diseño. Los requisitos de la trayectoria óptica difieren entre lo que es eficaz y beneficioso para la medición de la forma y lo que se necesita para medir eficazmente el tono de color del diente. La formación de imágenes confocales requiere la iluminación y trayectorias de formación de imágenes telecéntricas, limitando de esta manera el campo de visión del dispositivo de formación de imágenes.

Se puede apreciar que un aparato y un procedimiento que proporciona tanto la formación de imágenes precisas del contorno de la superficie del diente así como los datos de tono de color ayudarían a acelerar la odontología reconstructiva y podría ayudar a reducir los costes y los inconvenientes inherentes de los procedimientos convencionales, tales como aquellos para la obtención de un molde u otro perfil de superficie para una corona, implante, u otra estructura restaurativa

Sumario de la invención

Es un objeto de la presente invención hacer avanzar la técnica de formación de imágenes diagnósticas, en particular para aplicaciones de formación de imágenes intra - orales. Considerando este objetivo, la presente invención proporciona un aparato de formación de imágenes intra - orales, que comprende: un generador de campo de iluminación que comprende un modulador de luz espacial actuable para formar un haz de iluminación que tiene un patrón de proyección de franjas de contorno cuando recibe la luz incidente desde una primera fuente de luz y que tiene un campo de iluminación sustancialmente uniforme cuando recibe luz incidente desde una segunda fuente de luz; un polarizador en la trayectoria del haz de iluminación que es emitido desde el generador de campo de iluminación y que tiene un primer eje de transmisión de polarización; una lente de proyección dispuesta para dirigir el haz de iluminación polarizada como iluminación incidente hacia una superficie del diente; una lente de formación de imágenes dispuesta para dirigir al menos una porción de la luz reflejada y dispersada por la iluminación incidente en la superficie del diente a lo largo de una trayectoria de detección, un elemento selectivo en polarización dispuesto a lo largo de la trayectoria de detección y que tiene un segundo eje de transmisión de polarización; al menos un detector dispuesto a lo largo de la trayectoria de detección para la obtención de datos de imagen de la luz proporcionada por el

elemento selectivo en polarización, y un procesador lógico de control que responde a instrucciones programadas para energizar alternativamente las fuentes de luz primera y segunda en una secuencia y obtener ambos datos de proyección de franjas de contorno y datos de imagen de color del al menos un detector.

5 Es una característica de la presente invención que aplica luz de polarización y longitud de onda adecuadas, junto con los patrones de proyección de franjas de brillo variable para la tarea de formación de imágenes del contorno del diente.

10 Una ventaja que ofrece el aparato y procedimiento de la presente invención se refiere a formación mejorada de imágenes de superficies del diente y obtener información del tono de color del diente a un costo menor que el de los procedimientos convencionales de formación de imágenes de contorno. A diferencia de los procedimientos convencionales, no se debe aplicar polvo u otra sustancia opaca al diente como una etapa preparatoria para la formación de imágenes del contorno.

15 Estos objetos se dan sólo a modo de ejemplo ilustrativo, y tales objetos pueden ser ejemplares de una o más realizaciones de la invención. Otros objetivos y ventajas deseables que son alcanzados inherentemente por la invención desvelada pueden ocurrir o resultarán evidentes a los expertos en la técnica. La invención está definida por las reivindicaciones adjuntas.

Breve descripción de los dibujos

Los anteriores y otros objetos, características y ventajas de la invención serán evidentes de la siguiente descripción más particular de las realizaciones de la invención, como se ilustra en los dibujos que se acompañan.

Los elementos de los dibujos no están necesariamente a escala unos en relación con los otros.

20 La figura 1 es un diagrama de flujo de trabajo que muestra la función del aparato de formación de imágenes y el procedimiento de la presente invención en la secuencia para proporcionar un aparato protésico dental.

La figura 2A es un diagrama que muestra la penetración dependiente de la longitud de onda de la iluminación incidente sobre el diente.

25 La figura 2B es un diagrama esquemático que muestra las intensidades relativas de la luz reflejada y dispersada con diferentes longitudes de onda.

La figura 3 es un diagrama de bloques que muestra los componentes de un sistema de formación de imágenes intra - orales de acuerdo con una realización.

La figura 4 es un diagrama de flujo lógico para la obtención de información combinada de la forma y del tono de color de un diente u otra estructura.

30 La figura 5 es un diagrama esquemático de un aparato de formación de imágenes para obtener la información combinada de la forma y del tono de color en una realización.

La figura 6A es un diagrama de bloques que muestra el uso de un analizador con su eje de polarización en paralelo al polarizador de un aparato de formación de imágenes de proyección de franjas polarizada.

35 La figura 6B es un diagrama de bloques que muestra el uso de un analizador con su eje de polarización ortogonal al polarizador de un aparato de formación de imágenes de proyección de franjas polarizada.

La figura 7A es un diagrama que muestra la reflexión dependiente de la polarización y dispersión de la iluminación incidente sobre el diente.

La figura 7B es un diagrama que muestra las intensidades relativas de la luz reflejada y de la luz dispersada de la iluminación incidente.

40 La figura 8A muestra los componentes de la luz obtenidos cuando se detecta luz copolarizada.

La figura 8B muestra los componentes de la luz obtenida cuando se detecta luz polarizada cruzada.

La figura 9 es un diagrama esquemático de un aparato de formación de imágenes para la obtención de información combinada de forma y de tono de color en una realización que utiliza múltiples detectores.

45 La figura 10 es un diagrama esquemático que muestra un generador de campo de iluminación en una realización de la presente invención.

Las figuras 11A - 11C son diagramas esquemáticos que muestran cómo se puede aplicar la luminosidad aumentada para la formación de imágenes mejorada en una porción del campo de la imagen con superficies contorneadas.

Las figuras 12A y 12B muestran patrones de luz proyectada ejemplares generados para la formación de imágenes del contorno en una realización.

La figura 13 es un diagrama de flujo lógico que muestra la secuencia para la obtención de una imagen de contorno compensada.

5 **Descripción detallada de la invención**

Se hace referencia a la Solicitud de Patente Norteamericana número de serie 12/424.562 titulada "Formación de Imágenes de la Superficie Dental usando Proyección de Franjas Polarizada " (Liang), presentada el 16 de abril de 2009, y transferida legalmente.

10 Las figuras proporcionadas en la presente memoria se proporcionan con el fin de ilustrar los principios fundamentales de la operación y las relaciones de los componentes a lo largo de sus respectivas trayectorias ópticas de acuerdo con la presente invención y no están dibujadas con la intención de mostrar el tamaño real o la escala. Alguna exag-

15 ración puede ser necesaria con el fin de resaltar las relaciones estructurales o principios de funcionamiento básicos. Algunos de los componentes convencionales que serían necesarios para la implementación de las realizaciones descritas, tales como los componentes de soporte utilizados para proporcionar potencia, para el empaquetado, y para el montaje y la protección de la óptica del sistema, por ejemplo, no se muestran en los dibujos con el fin de simplificar la descripción de la propia invención. En los dibujos y en el texto que siguen, los componentes análogos se designan con los mismos números de referencia, y las descripciones similares que se refieren a los componentes y a la disposición o la interacción de los componentes ya descritos son omitidas.

20 En el contexto de la presente divulgación, la expresión "iluminación de patrón de franjas" se utiliza para describir el tipo de iluminación estructurada que se utiliza para la formación de imágenes de proyección de franjas o formación de imágenes de "contorno". El patrón de franjas en sí mismo puede incluir, como características del patrón, múltiples líneas, círculos, curvas u otras formas geométricas que son distribuidas sobre el área que se está iluminado y que tienen una frecuencia espacial predeterminada, repitiéndose en un período dado.

25 Dos porciones de una línea de luz u otra característica en un patrón de iluminación estructurada pueden ser consideradas como que son sustancialmente "uniformes dimensionalmente" cuando sus anchura de línea proyectada sean iguales a lo largo de la longitud de la línea en no más del + / - 15 por ciento. Como se describe con más detalle más adelante, la uniformidad dimensional del patrón de iluminación estructurada es necesaria para mantener una frecuencia espacial uniforme.

30 En el contexto de la presente divulgación, un haz de luz "sustancialmente uniforme" no exhibe visiblemente un cambio en intensidad perceptible en su campo.

Flujo de trabajo

35 Con el fin de apreciar más completamente los problemas solucionados por la presente invención, es instructivo considerar cómo el aparato y los procedimientos de la presente invención sirven al flujo de trabajo general para el diseño, fabricación y colocación de una corona u otra prótesis dental coincidente en color. Haciendo referencia al diagrama de flujo de trabajo de la figura 1, este proceso se inicia con una etapa de captura de imagen S160 que obtiene imágenes que son utilizadas para determinar la forma apropiada y el tono de color de la estructura dental existente. Las imágenes de proyección de franjas se utilizan para generar información en 3D de la forma en una etapa S164 de construcción de forma. Las imágenes en color o las imágenes monocromáticas con longitudes de onda de iluminación diferentes se utilizan para proporcionar la información de color necesaria en una etapa S168 de extracción de

40 tono de color. Una etapa S170 de generación de imágenes 3D en color a continuación forma una imagen en color utilizando los datos combinados de tono de color y de forma. Una etapa S174 de especificación de prótesis utiliza entonces esta y otra información para especificar materiales y otras características de la corona o de otro tipo de prótesis dental. Una etapa S178 de formación de prototipo permite la visualización del aparato protésico, tal como en una pantalla de color, por ejemplo. Una etapa S180 de aprobación del cliente sigue, en la que el odontólogo aprueba el prototipo. Una vez aprobado, continúa una etapa S184 de fabricación, utilizando los datos de tono de color y de forma y la información de prototipo generada. Una etapa S188 de colocación sigue, en la que la corona o el otro dispositivo dental se colocan en el paciente y se realizan cualesquiera ajustes menores necesarios. Por último, se lleva a cabo una etapa S190 de comprobación.

50 Para el flujo de trabajo trazado en la figura 1, la presente invención se refiere principalmente a la etapa S160 de captura de imagen, etapa S164 de construcción de forma, etapa S168 de extracción de tono de color, y etapa S170 posterior de generación de imagen 3D en color.

55 En general, el problema de obtener información de contorno de un diente en la etapa S164 de construcción de forma requiere técnicas y enfoques que puedan oponerse a los requisitos para obtener una imagen en color en la etapa S168 de extracción de tono de color. Por ejemplo, la formación de imágenes de contorno, debido a que utiliza una salida de niveles de gris, funciona de la mejor manera con una fuente de luz monocromática, en lugar de con una fuente policromática; el uso de una banda estrecha de longitudes de onda para el patrón de luz estructurada, por ejemplo, simplifica la detección del patrón de franjas y reduce inherentemente los efectos de la luz ambiente disper-

sa. Para imágenes dentales en particular, se ha encontrado que la luz de longitudes de onda más cortas tiene ventajas con respecto a otra luz para la formación de imágenes de contorno del diente debido a la translucidez del diente y a la dispersión consiguiente, que varía según la longitud de onda. Una diferencia adicional entre la formación de imágenes de proyección de franjas y la formación de imágenes de tono de color se refiere a la uniformidad de la intensidad de la luz que es ventajoso para cada tipo, como se describe con más detalle más adelante.

El efecto de la longitud de onda en la dispersión de la luz para el diente se representa en el diagrama de la figura 2A y en el gráfico correspondiente de la figura 2B. La figura 2A muestra tres diferentes longitudes de onda λ_1 , λ_2 y λ_3 tal como son dirigidas hacia un diente 20. La longitud de onda menor λ_1 penetra en el diente la distancia más corta. La siguiente longitud de onda más larga λ_2 penetra en el diente una distancia adicional. Finalmente, la longitud de onda más larga λ_3 penetra en el diente la distancia más larga. El gráfico de la figura 2B muestra cómo la dispersión afecta a la huella de la luz sobre la superficie del diente de cada longitud de onda. Cuanto mayor sea la longitud de onda, mayor es la huella, lo que produce un error de medición mayor. La longitud de onda λ_1 podría ser de casi UV o luz azul en el rango de 350 a 500 nm, por ejemplo. La longitud de onda λ_2 podría ser luz verde en el rango de 500 a 700 nm, por ejemplo. La longitud de onda λ_3 podría ser luz roja o IR en el rango de 700 nm o superior, por ejemplo. De esta manera, la luz azul o casi UV en el rango de 350 - 500 nm, debido a que proporciona la menor penetración en la estructura del diente, resulta ser una fuente adecuada de luz para la formación de imágenes de proyección de franjas en una realización.

El diagrama esquemático de la figura 3 muestra un sistema de formación de imágenes intra - orales 42 con un aparato de formación de imágenes 100 que tiene una sonda 120 para formar una imagen del contorno de la superficie y del tono de color para uno o más dientes 20. Un procesador central 134, típicamente un ordenador tipo estación de trabajo u otro procesador lógico dedicado, recoge y procesa los datos del aparato de formación de imágenes 100 y típicamente proporciona esta información en una pantalla 38. La sonda manual 120 se puede colocar fácilmente dentro de la boca del paciente con poca o ninguna molestia. La sonda 120 se comunica, a través de un canal de comunicación de datos por cable o inalámbrico, con el procesador central 134.

El diagrama de flujo lógico de la figura 4 muestra las etapas que se utilizan para la adquisición de la imagen combinada de contorno de la superficie y tono de color en una realización. En una etapa de posicionamiento S200, el operador posiciona la sonda 120 (figura 3) en la boca del paciente. Una etapa S210 de formación de imágenes de forma y una etapa S220 de formación de imágenes de tono de color se ejecutan entonces en rápida sucesión con el fin de obtener la información de color y de contorno que pueden estar dispuestas en coincidencia una con la otra. La coincidencia de los dos tipos de imágenes uno con el otro puede utilizar cualquiera de un número de técnicas bien conocidas por los expertos en las técnicas de formación de imágenes y pueden implicar, por ejemplo, la detección de características que están claramente pronunciadas o fácilmente identificables en cada uno de los dos tipos de las imágenes.

Haciendo referencia todavía a la figura 4, las etapas S210 y S220 se pueden ejecutar en cualquier orden. En una realización, la etapa S220 de formación de imágenes de tono de color se ejecuta en primer lugar y sus resultados se utilizan para condicionar el rendimiento de la etapa S210 de formación de imágenes de forma que realiza inmediatamente después. El uso de este tipo particular de secuencia se describe en más detalle más adelante. En una etapa S230 de combinación, la información de tono de color y de forma de las etapas anteriores se combina de manera que una única imagen con ambos datos de contorno y de tono de color puede ser obtenida, mostrada, y almacenada en una etapa S240 de visualización y de almacenamiento.

El diagrama de bloques esquemático de la figura 5 muestra una realización de un aparato de formación de imágenes 100 que está configurado para obtener imágenes tanto de proyección de franjas como de tono de color. Un generador de campo de iluminación 112 es energizable para formar la iluminación necesaria para tanto la formación de imágenes de proyección de franjas como para la formación de imágenes en color. Para la formación de imágenes de proyección de franjas, la iluminación del generador de campo 112 genera un patrón de características, que también pueden tener una intensidad variable. Para la formación de imágenes en color, el generador de campo de iluminación 112 genera un campo sustancialmente uniforme con el espectro de banda ancha o, alternativamente, dos o más campos secuenciales y uniforme con diferentes longitudes de onda. Los componentes internos y el funcionamiento del generador de campo de iluminación 112 se describen con más detalle más adelante.

Haciendo referencia todavía a la figura 5, la iluminación del generador de campo de iluminación 112 es dirigida a través de un polarizador 14 y dirigida, como iluminación incidente, al diente 20 a través de una lente de proyección 16. La luz reflejada y dispersada desde el diente 20 se proporciona a un detector 30, a través de una lente de formación de imágenes 22 y un elemento selectivo en polarización tal como un analizador 28. El detector 30 está dispuesto a lo largo de una trayectoria de detección 88, en el plano de imagen de la lente de formación de imágenes 22. Un procesador lógico de control 34 acepta y procesa los datos de imagen desde el detector 30 y pasa los datos de imagen al procesador principal 134 (figura 3) y puede utilizar los datos de imagen para controlar su propio funcionamiento, como se describe con más detalle más adelante.

Formación de imágenes de proyección de franjas

El aparato de formación de imágenes 100 se utiliza para realizar la formación de imágenes de proyección de franjas en la etapa S210 (figura 4), o justo antes o justo después de la formación de imágenes en color. El procesador lógico de control 34 (figura 5) configura los componentes del aparato de formación de imágenes 100 para esta función y obtiene los datos de la imagen de contorno del diente en el detector 30. En una realización, la iluminación que se utiliza para la formación de imágenes de proyección de franjas es de color azul, en el rango de 350 - 450 nm.

Una función del procesador lógico de control 34 durante la formación de imágenes de proyección de franjas es desplazar incrementalmente la posición de la franja y disparar el detector para capturar imágenes que a continuación se usan para calcular la información tridimensional de la superficie del diente. Para el procedimiento de proyección de franjas por desplazamiento de fase, por lo menos tres imágenes son necesarias típicamente con el fin de proporcionar suficiente información para el cálculo de la información en tres dimensiones del objeto. Las posiciones relativas de las franjas de estas tres imágenes proyectadas son desplazadas típicamente en un tercio del periodo de franja. El procesador lógico de control 34 puede ser un ordenador, microprocesador, u otro aparato de procesamiento lógico dedicado que ejecuta instrucciones programadas.

El aparato de formación de imágenes intra - orales 100 de la figura 5 utiliza luz polarizada para la formación de imágenes de la superficie del diente 20. El polarizador 14 proporciona la iluminación de patrón de franjas del generador de campo de iluminación 112 como luz polarizada linealmente. En una realización, el eje de transmisión del analizador 28 es paralelo al eje de transmisión del polarizador 14. Con esta disposición, solamente la luz con la misma polarización que el patrón de franjas se proporciona al detector 30. En otra realización, un analizador 28 que se encuentra situado en la trayectoria de la luz reflejada al detector 30, es rotado por un actuador 18 en cualquiera de dos orientaciones, según sea necesario:

- (a) Eje de transmisión en la misma polarización que el 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 dispersada y reflejada desde la capa superficial de la superficie del esmalte del diente 20, así como algo de la luz dispersada que retorna desde las porciones sub - superficiales del diente. La orientación de copolarización del eje del analizador 28 se muestra en la figura 6A. Ser paralelo o co - polarizado proporciona un contraste mejorado con respecto a otras configuraciones.
- (b) Eje de transmisión de polarización ortogonal con respecto al polarizador 14. El uso de la polarización ortogonal, o polarización cruzada, ayuda a reducir el componente especular de la superficie del diente y obtener más de la luz dispersada desde las porciones interiores del diente. La orientación de polarización cruzada del analizador 28 eje se muestra en la figura 6B.

Cuando se forma la imagen del diente con un sistema de formación de imágenes y un sensor, la luz que está disponible para el sensor puede ser (i) la luz reflejada desde la superficie superior del diente, (ii) la luz dispersada o reflejada desde el volumen de cerca de la superficie o porción del diente y (iii) la luz dispersada en el interior del diente. En el contexto de la presente divulgación, el "volumen de cerca de la superficie" del diente es esa porción de la estructura del diente que se encuentra dentro de no más unos pocos cientos de micras de la superficie.

Se sabe que la luz reflejada desde la superficie del diente (i), la luz especular, mantiene el estado de polarización de la luz incidente. A medida que la luz incidente se propaga más allá en el diente, la luz es cada vez más despolariza.

Desventajosamente, una porción de la luz (i) para un patrón de contorno puede ser incidente sobre porciones más altamente reflectantes de la superficie del diente, incluso causando cierta cantidad de saturación que degrada la detección de la luz. En contraste con los enfoques convencionales que utilizan toda la luz desde el diente, los procedimientos de la invención utilizan al menos porciones de la luz especular (i) y de la luz reflejada (ii) cerca de la superficie y evitan la dispersión de la luz (iii) profundamente en el interior del diente. Se ha encontrado que la luz cerca de la superficie (ii), en particular la luz azul y longitudes de onda más cortas, está aún sustancialmente polarizada. Así, por ejemplo, una gran porción de la luz dispersada y reflejada desde la capa superficial del esmalte dental también tiene el mismo estado de polarización que la luz incidente y que la luz especular (i).

Las figuras 7A y 8A muestran por qué el aparato y procedimiento de la presente invención utiliza luz cercana a la superficie dispersa desde justo por debajo de la superficie del diente. Las figuras 8A y 8B muestran la diferencia entre el uso de la polarización paralela y la polarización cruzada. Cuando luz polarizada P0 con dimensión pequeña ilumina el diente, algo de la luz P1 se refleja desde la superficie del diente de forma especular y tiene el mismo estado de polarización que la luz de iluminación P0. La otra porción de la luz de iluminación P0 que entra en el diente, está sujeta a la dispersión, y se despolariza. Algo de la luz dispersada P2 escapa a la superficie del diente cerca de la región de iluminación y puede alcanzar el detector 30 (figura 5).

Significativamente, la "huella" espacial de la luz difusa P2, que se refiere a las dimensiones de las características del patrón de la luz estructurada, tal como el grosor de la línea, muestra un incremento con respecto a la huella espacial correspondiente de la luz reflejada P1. Por ejemplo, cuando el patrón de luz estructurada consiste en líneas paralelas de luz de un grosor dado, la luz reflejada P1 de estas características de patrón tiene líneas de sustancialmente el mismo grosor que el patrón proyectado. Sin embargo, la luz dispersada P2 se detecta como líneas de grosor ligera-

mente aumentado. Es decir, puesto que la luz P2 se ha dispersado en el interior del diente, la huella proyectada sobre la superficie del diente es más ancha que la de la luz especular reflejada, que es del mismo tamaño que el haz de iluminación que se ha proyectado como luz incidente. El gráfico de la figura 7B muestra la diferencia entre la huella de la luz desde la superficie del diente (P1) y la luz desde el interior del diente (P2). Para reducir el error de medición que se puede producir, la luz detectada desde el interior del diente debería ser minimizada. El inventor ha encontrado que la polarización proporciona un discriminador eficaz para separar la luz especular (P1) desde la superficie del diente, de la luz dispersada desde el interior del diente, al mismo tiempo que todavía se aprovecha una porción de la luz dispersada (P2).

Para la realización de la figura 5, uno o más moduladores de luz espacial se pueden utilizar como parte del generador de campo de iluminación 112 para proporcionar el movimiento de desplazamiento necesario para la formación de imágenes de proyección de franjas, como se describe con más detalle más adelante. El mismo patrón de franjas es desplazado al menos a una posición alternativa adicional durante la formación de imágenes, más preferiblemente a dos o más posiciones alternativas. Este desplazamiento del patrón de luz puede ser causado por un actuador separado (no mostrado en la figura 5), tal como un actuador de tipo piezoeléctrico o de otro tipo que es parte del generador de campo de iluminación 112 para lograr un movimiento incremental de mayor precisión. Alternativamente, cuando el generador de campo de iluminación 112 utiliza un modulador de luz espacial, este desplazamiento se puede realizar electrónicamente, sin movimiento mecánico de las partes dentro del generador de campo de iluminación 112. Además, otro actuador 18 se puede colocar para proporcionar una rotación de 90 grados a cualquiera de los polarizador 14 o del analizador 28 (tal como se muestra en la figura 5) con el fin de obtener ambas imágenes copolarizada y de polarización cruzada. La polarización también se puede girar a posiciones ortogonales respectivamente cuando se utiliza un modulador de luz espacial LCD.

Formación de imágenes de tono de color

Justamente a continuación o justamente precediendo la formación de imágenes de proyección de franjas, el aparato de formación de imágenes 100 también obtiene una imagen en color, o un número de imágenes monocromáticas con longitudes de onda de iluminación diferentes para formar una imagen en color, utilizando los mismos componentes de trayectoria óptica que se han descritos con referencia a la figura 5. El generador de campo de iluminación 112 forma un campo de iluminación sustancialmente uniforme en lugar de un patrón de características de contorno. La luz es policromática, desde fuentes de Rojo (desde aproximadamente 630 - 700nm), Azul (desde aproximadamente 440 - 480nm) y Verde (desde aproximadamente 500 - 540 nm). Esta iluminación es de nuevo polarizada por el polarizador 14 y se proyecta sobre el diente 20. La luz retornada desde el diente 20 se dirige a través del analizador 28, que puede ser posicionado en la orientación de la polarización cruzada, es decir, con su eje de transmisión de polarización ortogonal a la del polarizador 14, como se ha descrito con referencia a las figuras 6B y 8B. Esta orientación es ventajosa ya que ayuda a reducir la luz especular que puede causar la saturación del detector. Alternativamente, el analizador 28 puede ser posicionado en la orientación de copolarización, es decir, con su eje de transmisión de polarización paralelo al del polarizador 14, como se ha descrito con referencia a las figuras 6A y 8A.

El uso de un único detector 30 como se muestra en la realización de la figura 5 es ventajoso por su bajo número de componentes y el uso de la ruta de la misma trayectoria de imagen y componentes para la formación de imágenes de proyección de franjas así como para la formación de imágenes de tono de color. Sin embargo, esta realización puede ser algo sensible a la luz ambiente bajo algunas condiciones.

El diagrama de bloques esquemático de la figura 9 muestra una realización de un aparato de formación de imágenes intra - orales 140 que obtiene la proyección de franjas y así como las imágenes en color y obtiene luz de los dos estados de polarización sin necesidad de rotación de cualquiera del polarizador 14 o analizador 28 entre las capturas de imágenes. Un analizador separado no es necesario. Un divisor de haz de polarización 36 actúa como el elemento selectivo en polarización en la trayectoria de detección 88 y separa la luz reflejada y dispersada, reflejando la luz de polarización cruzada a un detector 30b y transmitiendo la luz copolarizada a un detector 30a. Debido a que puede utilizar la luz de ambos estados de polarización, el aparato de formación de imágenes intra - orales 140 puede obtener más información de las medidas tanto de la forma como del tono de color. Un filtro transmisivo azul 90 es opcional y puede ser necesario cuando la luz ambiental no es bloqueada de otra manera de la trayectoria de detección 88. En una realización, el filtro 90 es transmisivo a la luz en el rango de 350 - 500 nm.

Los detectores 30, 30a, o 30b en las realizaciones descritas en la presente memoria descriptiva pueden ser cualquiera de un número de tipos de agrupaciones de detección de imagen, tal como un dispositivo CCD, por ejemplo. Los polarizadores y los analizadores pueden ser de rejilla de alambre o de otros tipos de polarizador.

Generador de campo de iluminación 112

La figura 10 muestra una realización de un generador de campo de iluminación 112 para formar tanto el patrón de proyección de franjas utilizado para la formación de imágenes de contorno y el campo de iluminación uniforme utilizado para la formación de imágenes de tono de color. En la realización de la figura 10, se utiliza una fuente de luz 80 como fuente de luz para la formación de imágenes de proyección de franjas. Una fuente de luz monocromática 80 puede ser una fuente de luz de estado sólido, tal como un Diodo Emisor de Luz (LED) o un láser, o puede ser una lámpara u otra fuente de luz. La luz azul o cercana a UV en el rango de 350 - 400 nm se utiliza para proporcionar el

contenido de imagen utilizable desde las porciones cerca de la superficie del diente, como se ha descrito más arriba. Una superficie dicróica 92 transmite la luz de 350 - 400 nm desde la fuente de luz 80 a una lente u otro elemento óptico 82. Una fuente de luz policromática 78, que se muestra comprendiendo las fuentes de luz 81r, 81g y 81b, en la realización de la figura 10, proporciona la iluminación policromática necesaria para la formación de imágenes de
 5 tono de color. En una realización, las fuentes de luz 81r, 81g, y 81b son LED de color rojo, azul, verde, respectivamente, energizados simultáneamente o en secuencia para la obtención de las imágenes en color. Colores alternativos, o un número diferente de fuentes de luz de color, tales como fuentes de luz de estado sólido con bandas de longitud de onda diferentes, se podrían utilizar en otras realizaciones. Alternativamente, una única fuente de luz
 10 blanca, tal como un LED de luz blanca, una lámpara, un LED orgánico (OLED), o uno o más láseres u otros emisores de luz de estado sólido u otras fuentes de luz se podrían utilizar para proporcionar iluminación policromática de la fuente de luz 78. La superficie dicróica 92 refleja la luz policromática de las fuentes de luz 78 hacia el elemento óptico 82.

Se debe hacer notar que la fuente de luz 80 alternativamente podría ser una fuente de luz de banda ancha, con un filtro que se proporciona ya sea en la trayectoria de iluminación o a lo largo de la trayectoria de detección 88 o ambas en las trayectorias de iluminación y de detección para la obtención de la imagen de proyección de franjas. En una realización alternativa, se utiliza una única fuente de luz de banda ancha para ambas formaciones de imágenes de proyección de franjas y de tono de color, con un filtro amovible situado en su posición por un motor u otro actuador durante la formación de imágenes de proyección de franjas y que se retira de la trayectoria de iluminación durante la formación de imágenes en color.

Haciendo referencia todavía a la figura 10, se proporciona un modulador de luz espacial 84 para formar el haz de iluminación. En una realización, el modulador de luz espacial 84 es un dispositivo digital de microespejos (DMD), tal como, por ejemplo, el Procesador Digital de Luz (DLP™) de Texas Instruments, Dallas, TX. Un Dispositivo de Cristal Líquido (LCD) u otro modulador de luz controlado electrónicamente podrían ser utilizados alternativamente. Para la formación de imágenes de proyección de franjas, el modulador de luz espacial 84 forma el patrón característico de proyección de las franjas de luz estructurada usando la iluminación de la fuente de luz monocromática 80. Para la formación de imágenes en color, el modulador de luz espacial 84 forma un campo de luz sustancialmente uniforme que es dirigido a continuación al diente.

El modulador de luz espacial (SLM) ofrece una serie de ventajas para la conformación del haz de iluminación y para formar el patrón de franjas de contorno. Como una ventaja, el control de la intensidad de la luz en base a los píxel del SLM permite la corrección de no uniformidad del haz o patrón proyectado. Esta capacidad permite al SLM compensar la no uniformidad de la fuente de luz, tal como la debida al envejecimiento, por ejemplo. El SLM puede cambiar dinámicamente el patrón de iluminación proyectada para obtener la formación de imágenes de contorno o la formación de imágenes de tono de color. Por ejemplo, puede ser ventajoso formar un haz de iluminación con patrón para la medición de tono de color, utilizando el mismo patrón o un patrón diferente del utilizado para obtener los
 35 datos de contorno. El SLM también se puede utilizar para proporcionar una o más líneas de luz o una o más fuentes de punto, lo cual puede ser ventajoso para la medición de la translucencia.

Formación de imágenes de proyección de franjas adaptable

Como se ha hecho notar en el material de antecedentes que se ha indicado con anterioridad, los contornos pronunciados del diente incluyen superficies que son muy inclinadas unas con respecto a las otras, lo que complica la tarea de dirigir suficiente luz sobre cada superficie. Como resultado, algunas superficies del diente no pueden proporcionar información en 3D que sea suficiente. Haciendo referencia a las figuras 11A - 11C, este problema se representa con relación a una superficie trasera 26 del diente 20. La luz con patrón de los aparatos de formación de imágenes 10 genera un patrón de franjas de detección de contorno 44 sobre el diente 20, como se muestra en la figura 11B. El patrón de franjas 44 es lo suficientemente brillante para la obtención de contenido en 3D de la imagen sobre una
 45 superficie superior 46, como se perfila sobre una superficie 52; sin embargo, el área de superficie posterior correspondiente a la superficie trasera 26 del diente 20 y que se perfila como un área más oscura 54 está muy débilmente iluminada. Esto permite sólo una estimación aproximada, en el mejor de los casos, del contorno de la superficie trasera 26.

Con el fin de compensar esta falta de brillo usando técnicas de patrón de proyección de franjas convencionales, una realización de la presente invención aumenta selectivamente la intensidad de la luz de la iluminación del patrón de franjas proyectadas sobre un área dada. En la figura 11C, un patrón de franjas 50 se muestra con dos áreas diferentes, que se diferencian por sus intensidades relativas de luz. En el patrón de la franja 50, se proporciona una primera intensidad 56 para la formación de imágenes de proyección de franjas de superficies tales como la superficie superior 46 que son más fácilmente accesibles para la formación de imágenes de contorno. Una segunda intensidad 58, más alta que la primera intensidad 56 en el ejemplo que se muestra y como se indica por líneas más oscuras en la figura 11C, se proporciona para el área de la superficie trasera del diente. Se debe observar que el espaciado del patrón de las características del patrón actual y el grosor de las líneas de contorno proyectadas que son las características de patrón en este ejemplo, no se cambia en esta realización. La misma frecuencia espacial del patrón de franjas 50 es conservada. Esto significa que el patrón de contorno, patrón de las franjas 50, sigue siendo uniforme dimensionalmente, con líneas individuales u otras características de patrón que cambian sólo en intensidad, en lugar de hacerlo en la dimensión o el espaciado (período). Sólo la intensidad relativa de la iluminación del patrón de fran-

jas sobre una o más áreas se aumenta cuando es necesario. Por ejemplo, a lo largo de cualquier línea dentro del patrón de franjas de luz estructurada 50, puede haber cualquier número de intensidades, tales como las dos que se muestran como intensidades primera y segunda 56 y 58 en la figura 11C. El grosor de la línea dentro del patrón de franjas no cambia; la frecuencia espacial del patrón de franjas se conserva.

El mantenimiento de la uniformidad dimensional y de la frecuencia espacial del patrón de franjas es ventajoso para formación de imágenes de contorno, ya que proporciona una resolución uniforme en todo el campo de imagen. Otras técnicas han sido propuestas para cambiar las dimensiones del patrón en sí, tales como el engrosamiento de las líneas del patrón sobre áreas específicas; sin embargo, debido a la frecuencia espacial de los cambios del patrón de las franjas cuando se utiliza esta técnica, la resolución resultante de la imagen de contorno que se obtiene no es uniforme. Con respecto al patrón de franjas 50 del ejemplo que se da en la figura 11C, es instructivo observar que si el área indicada como segunda intensidad 58 utiliza realmente las líneas más gruesas, la imagen de contorno resultante sufre una resolución reducida en este área. Al mantener las líneas del patrón de las franjas 50 como dimensionalmente uniforme e incrementando sólo la intensidad de la luz para proporcionar una segunda intensidad 58 en este ejemplo, las realizaciones de la presente invención proporcionan una mayor iluminación sin pérdida en la región más oscura.

Los diagramas esquemáticos de las figuras 11A - 11C muestran un caso simple en el cual el patrón de franjas 50 compensa la inclinación de la superficie mediante el uso de dos intensidades diferentes 56 y 58. Las figuras 12A y 12B muestran ejemplos de otras disposiciones posibles que utilizan más de dos intensidades de luz. En la figura 12A, por ejemplo, la luz para la iluminación del patrón de franjas puede ser de una primera intensidad 56, segunda intensidad 58, o una tercera intensidad 66, representada como la intensidad más alta en este ejemplo. En la figura 9B, la luz puede ser de intensidades primera, segunda, o tercera 56, 58, o 66, respectivamente, o incluso de una cuarta intensidad aún mayor 68 como se muestra. La intensidad de la luz puede variar a lo largo de cualquier característica de patrón individual, tal como a lo largo de una única línea en el patrón de franjas proyectado 50.

Además de aumentar la intensidad de la luz sobre las áreas más oscuras de la superficie del diente con relación a la posición del aparato de formación de imágenes 10, también es posible reducir la intensidad de la luz sobre las áreas donde puede haber una alta reflexión especular que de otra manera podría causar la saturación del detector. De nuevo, se debe enfatizar que lo que cambia es la intensidad de la luz sobre una o más porciones del patrón de luz proyectada; el grosor de línea y el espaciado, ambos relacionados con la frecuencia espacial, permanecen iguales para diferentes intensidades.

Haciendo referencia de nuevo a los diagramas de bloques de las figuras 5 ó 9, la intensidad de la luz sobre el patrón proyectado se puede cambiar mediante el control del generador de campo de iluminación 112 por medio de comandos desde el procesador lógico de control 34, como respuesta a las instrucciones programadas, y por medio de señales proporcionadas desde el procesador lógico de control 34 a los componentes de control relacionados. La intensidad se puede aumentar en cualquier porción del patrón de franjas proyectado 50 aumentando el ciclo de trabajo efectivo de los espejos giratorios de la DMD utilizando la Modulación de Ancho de Pulso (PWM), de manera que la fuente de iluminación está provista para una cantidad de tiempo adecuada durante una porción particular del patrón de franjas. Otros procedimientos de ajuste de la intensidad de iluminación se aplicarían al LCD y para otros moduladores de luz espaciales transmisivos y emisivos, utilizando técnicas de modulación de luz que son conocidas por los expertos en las técnicas de formación de imágenes.

Haciendo referencia de nuevo a las figuras 5 y 9, el procesador lógico de control 34 está programado con instrucciones que adaptan automáticamente las intensidades locales de líneas o de otras características en el patrón de franjas 50 de acuerdo con las condiciones de la formación de imágenes. En una realización, la formación de imágenes en color del diente se realiza primero, y la imagen en color es analizada para determinar qué porciones de la iluminación se deben intensificar. En otra realización, una imagen de proyección de franjas inicial es capturada y controlada para determinar las áreas para aumentar o disminuir la intensidad para la obtención de la imagen de contorno. Entonces, la imagen de contorno real es capturada usando esta información.

El diagrama de flujo lógico de la figura 13 muestra una secuencia de etapas que se utilizan para la formación de imágenes de proyección de franjas adaptativa en una realización. En una etapa inicial S60, se obtiene una primera imagen de referencia. La imagen de referencia puede ser una imagen de contorno, formada por la proyección de luz estructurada sobre la superficie del diente. Alternativamente, la imagen de referencia puede ser una imagen bidimensional convencional obtenida por la proyección de un campo uniforme de luz sobre la superficie del diente. La imagen de referencia que se obtiene puede tener una resolución completa; alternativamente, puesto que la imagen de referencia no es utilizada directamente para la formación de imágenes, sino que por el contrario lo es para determinar la cantidad total de luz que retorna de cada área de superficie, la imagen de referencia puede tener una resolución menor.

Haciendo referencia todavía a la figura 13, sigue una etapa de análisis S64, en la que las áreas de la imagen de referencia detectada que no son suficientemente brillantes son identificadas. Para aplicaciones de formación de imágenes dentales, la etapa de análisis S64 puede aprovechar los datos conocidos sobre la estructura del diente. El operador, por ejemplo, puede identificar el diente por número o proporcionar otra información que se utiliza en la etapa de análisis S64. Una etapa de generación de mapa S70 se ejecuta a continuación, en la que las áreas de

mayor o menor intensidad son definidas de acuerdo con la primera imagen de referencia. Con respecto a las figuras 12A y 12B, a continuación la etapa S70 establece un patrón de franjas de intensidad variable 50. A continuación, una etapa de adquisición de imágenes S74 utiliza el patrón de franjas generado 50 para obtener una imagen de contorno con brillo añadido, como se ha descrito con respecto a las figuras 11A - 11C. La etapa de adquisición de imágenes S74 puede ser seguida por una etapa de bucle opcional S76 que repite el análisis de la etapa de generación de mapa S70 con el fin de generar un segundo u otros mapeos adicionales, de manera que el patrón de iluminación estructurada proyectado pueden ser desplazado, con cambios apropiados en intensidad, una o más veces. Este desplazamiento se realiza con el fin de obtener una evaluación más precisa del contorno del diente utilizando técnicas de proyección de franjas. Las imágenes de contorno obtenidas individualmente son combinadas para obtener información de la estructura de la superficie, usando técnicas bien conocidas en las técnicas de formación de imágenes. En una realización, la etapa de adquisición de imágenes S74 también incluye un actuador de energización 18 (figura 5) con el fin de obtener imágenes utilizando tanto la copolarización (como en la figura 6A) como la polarización cruzada (figura 6B).

Se debe hacer notar que, en una realización alternativa, el grosor de las líneas de patrón de franjas de contorno o el tamaño relativo de los otros elementos del patrón podrían ser cambiados para proporcionar luz adicional, o para reducir la luz, sobre porciones del diente. Sin embargo, los datos de formación de imágenes de contorno tendrían resolución reducida y un procesamiento de cálculo de la forma más complejo.

Las realizaciones de la presente invención proporcionan tanto la formación de imágenes en color y la formación de imágenes de contorno mejoradas para los diente mediante el aprovechamiento de las propiedades de la luz y las capacidades de los moduladores de luz espacial para formar un patrón de franjas de proyección adaptativo. El uso de un modulador de luz espacial permite que se forme un patrón de franjas de intensidad variable, así como un campo de iluminación uniforme para la formación de imágenes en color. La proyección de franjas y de imágenes en color separadas se puede realizar en una sucesión rápida, minimizando los problemas de coincidencia de la forma y el contenido de tono de color con el fin de proporcionar una imagen en color de 3D más precisa del diente u otra estructura. El aparato y los procedimientos de la presente invención compensan los problemas relacionados con la translucidez del diente mediante el uso de luz de onda corta para la formación de imágenes de proyección de franjas y mediante el empleo de los principios de la luz polarizada para la formación de imágenes de proyección de franjas así como de imágenes en color.

Como se ha descrito más arriba con respecto a la figura 1, los datos de imagen obtenidos con el aparato y procedimientos de la presente invención se pueden utilizar para mejorar la precisión y la puntualidad de la fabricación de coronas y otras prótesis dentales. Esto puede ayudar a reducir o eliminar la necesidad de obtener impresiones en algunas condiciones, reduciendo los gastos generales del cuidado dental. Por lo tanto, la formación de imágenes realizada utilizando este procedimiento y aparato puede ayudar a conseguir dispositivos protésicos de ajuste superior que son colocados con poco o ningún ajuste por parte del dentista. Desde otro aspecto, el aparato y procedimiento de la presente invención se puede usar para el seguimiento a largo plazo del diente, la estructura de soporte, y las condiciones de mordedura, para ayudar a diagnosticar y prevenir problemas de salud más serios. En general, los datos generados usando 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 de laboratorio.

Ventajosamente, el aparato y procedimiento de la presente invención proporcionan un sistema de formación de imágenes intra - orales para la formación de imágenes en 3D de los dientes y otras características dentales sin requerir el uso de polvo o aplicación especial de algún otro recubrimiento temporal en la superficie del diente. El sistema ofrece una alta resolución, en el rango de 25 - 50 μm en una realización.

La invención se ha descrito en detalle con referencia particular a una realización actualmente preferida, pero se entenderá que se pueden efectuar variaciones y modificaciones dentro del espíritu y alcance de la invención. Por ejemplo, cualquiera de un número de diferentes tipos de moduladores de luz espacial podría ser utilizado como parte del generador de campo de iluminación. Las lentes 16 y 22, que se muestran como componentes individuales en diversos diagramas esquemáticos, podrían ser disposiciones más complejas con uno o más elementos de refracción o de reflexión.

Lista de piezas

- | | |
|-----|----------------------------------|
| 10. | Aparato de formación de imágenes |
| 14. | Polarizador |
| 16. | Lente |
| 18. | Actuador |
| 20. | Diente |
| 22. | Lente |

	26.	Superficie trasera
	28.	Analizador
	30, 30a, 30b	Detector
	34.	Procesador lógico de control
5	36.	Divisor de haz de polarización
	38.	Pantalla
	42.	Sistema de formación de imágenes intra - orales
	44.	Patrón
	46.	Superficie superior
10	50.	Patrón de franjas
	52, 54.	Área
	56.	Primera intensidad
	58.	Segunda intensidad
	S60.	Etapas inicial
15	S64.	Etapas de análisis
	66.	Tercera intensidad
	68.	Cuarta intensidad
	S70.	Etapas de generación de mapa
	S74.	Etapas de adquisición de imagen
20	S76.	Etapas de bucle
	78, 80.	Fuente de luz
	81r, 81g, 81b	Fuente de luz
	82.	Elemento óptico
	84.	Modulador de luz espacial
25	88.	Trayectoria de detección
	90.	Filtro
	92.	Superficie dicróica
	100.	Aparato de formación de imágenes
	112.	Generador de campo de iluminación
30	120.	Sonda
	134.	Procesador principal
	140.	Aparato de formación de imágenes
	S160.	Etapas de captura de imágenes
	S164.	Etapas de construcción de forma
35	S168.	Etapas de extracción de tono de color
	S170.	Etapas de generación de imagen 3D en color
	S174.	Etapas de especificación de prótesis

	S178.	Etapa de prototipos
	S180.	Etapa de aprobación
	S184.	Etapa de fabricación
	S188.	Etapa de colocación
5	S190.	Etapa de comprobación
	S200.	Etapa de posicionamiento
	S210.	Etapa de formación de imágenes de forma
	S220.	Etapa de formación de imágenes de tono de color
	S230.	Etapa de combinación
10	S240.	Etapa de visualizar y almacenar
	B.	Caja
	P0, P1, P2.	Luz polarizada
	$\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$.	Longitud de onda

REIVINDICACIONES

1. Un aparato (10) de formación de imágenes intra - orales que comprende:

5 un generador de campo de iluminación (112) que comprende un modulador de luz espacial (84) actuable para formar un haz de iluminación que tiene un patrón de proyección de franjas de contorno cuando recibe luz incidente desde una primera fuente de luz (78) y que tiene un campo de iluminación sustancialmente uniforme cuando se recibe luz incidente desde una segunda fuente de luz (80);

un polarizador (14) en la trayectoria del haz de iluminación emitido desde el generador de campo de iluminación (112) y que tiene un primer eje de transmisión de polarización;

10 una lente de proyección (16) dispuesta para dirigir el haz de iluminación polarizada como iluminación incidente hacia una superficie del diente;

una lente de formación de imágenes (22) dispuesta para dirigir al menos una porción de la luz reflejada y dispersada por la iluminación incidente en la superficie del diente a lo largo de una trayectoria de detección;

un elemento (28) selectivo en polarización dispuesto a lo largo de la trayectoria de detección y que tiene un segundo eje de transmisión de polarización;

15 al menos un detector (30) dispuesto a lo largo de la trayectoria de detección para la obtención de datos de la imagen a partir de la luz proporcionada por el elemento selectivo en polarización (28); y

un procesador lógico de control (34) que responde a las instrucciones programadas para energizar alternativamente las fuentes de luz primera y segunda (78, 80) en una secuencia y obtener ambos datos de proyección de franjas de contorno y los datos de imagen en color desde el al menos un detector (30).

20 2. El aparato de formación de imágenes de la reivindicación 1, que comprende, además, un actuador (18) acoplado ya sea al polarizador (14) o al elemento selectivo en polarización y energizable para hacer rotar el polarizador acoplado o el elemento selectivo en polarización a una de las dos posiciones respectivamente ortogonales.

3. El aparato de formación de imágenes de la reivindicación 1, en el que el elemento selectivo en polarización (28) es un analizador.

25 4. El aparato de formación de imágenes de la reivindicación 1, en el que el elemento selectivo en polarización (28) es un divisor de haz de polarización (36) y en el que el al menos un detector (30) comprende un primer detector dispuesto para recibir luz transmitida a través del divisor de haz de polarización y comprende, además, un segundo detector dispuesto para recibir la luz reflejada desde el divisor de haz de polarización.

30 5. El aparato de formación de imágenes de la reivindicación 1, en el que el modulador de luz espacial (84) se toma del grupo que consiste en un dispositivo de microespejos digital y un dispositivo de cristal líquido.

6. El aparato de la reivindicación 1, en el que al menos una de las fuentes de luz primera y segunda (78, 80) comprende un diodo emisor de luz.

7. El aparato de formación de imágenes de la reivindicación 1, en el que la segunda fuente de luz (80) comprende una pluralidad de fuentes de luz de estado sólido.

35 8. El aparato de formación de imágenes de la reivindicación 1, que comprende, además, un filtro (90) dispuesto a lo largo de la trayectoria de detección y transmisivo de la luz en el rango de 350 a 500 nm.

9. Un procedimiento para la formación de imágenes intra – orales, que comprende:

40 formar un haz de iluminación que tiene una patrón de proyección de franjas de contorno cuando emite luz desde una primera fuente de luz y que tiene un campo de iluminación uniforme cuando emite luz desde una segunda fuente de luz (80);

polarizar el haz de iluminación a lo largo de un primer eje de transmisión de polarización;

dirigir el haz de iluminación polarizado como iluminación incidente hacia una superficie del diente;

dirigir al menos una porción de la luz reflejada y dispersada en la superficie del diente desde la iluminación incidente a lo largo de una trayectoria de detección;

45 disponer un elemento selectivo en polarización (28) a lo largo de la trayectoria de detección que tiene un segundo eje de transmisión de polarización, y

energizar alternativamente las fuentes de luz primera y segunda (78, 80) en una secuencia y obtener los datos de imagen de proyección de franjas de contorno así como los datos de imagen en color a partir de la luz que se proporciona a través del elemento selectivo en polarización (28).

- 5 10. El procedimiento de la reivindicación 9, en el que la primera fuente de luz emite luz en el rango de 350 a 500 nm.
11. El procedimiento de la reivindicación 9, en el que formar el haz de iluminación comprende energizar un modulador de luz espacial (84)
12. El procedimiento de la reivindicación 9, que comprende, además, el disponer en coincidencia los datos de proyección del contorno con los datos de imagen en color.
- 10 13. El procedimiento de la reivindicación 9, en el que formar el haz de iluminación que tiene el patrón de proyección de franjas de contorno (50) comprende, además, incrementar la intensidad de una o más porciones del patrón de proyección de franjas que corresponde a la superficie del diente.
14. El procedimiento de la reivindicación 13 en el que incrementar la intensidad mantiene la frecuencia espacial del patrón de proyección de franjas (50).
- 15 15. El procedimiento de la reivindicación 9, en el que emitir luz desde la segunda fuente de luz (80) comprende emitir luz sucesivamente desde cada una de dos o más fuentes de luz de estado sólido, en el que las fuentes de luz de estado sólido emiten luz de diferentes bandas de longitud de onda.

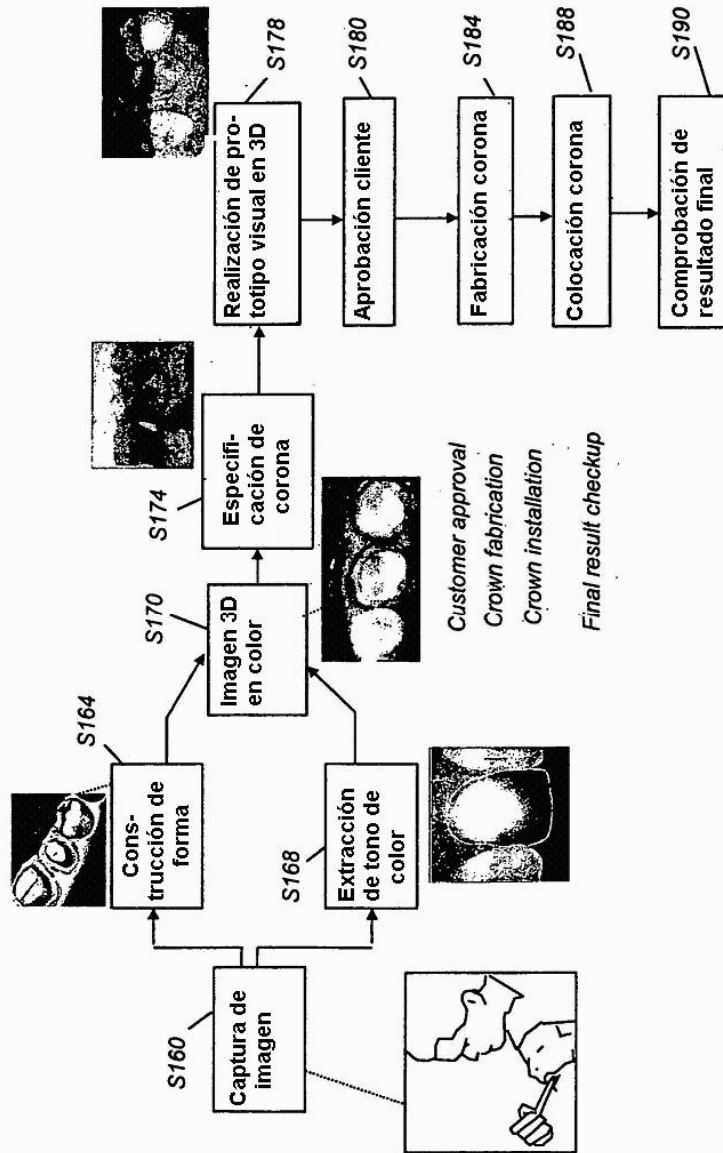


FIG. 1

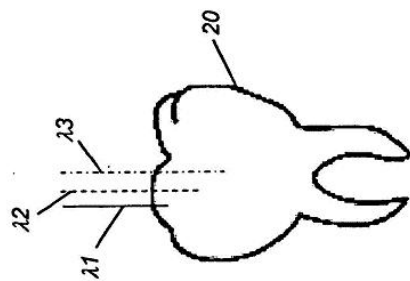


FIG. 2A

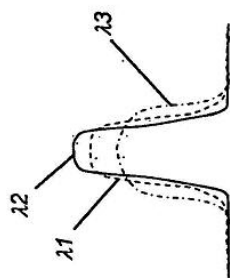


FIG. 2B

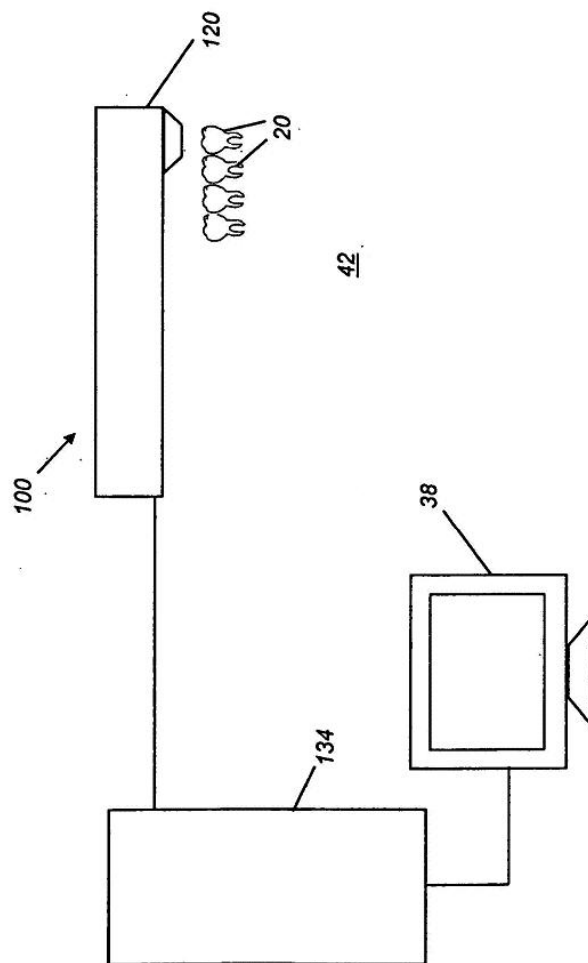


FIG. 3

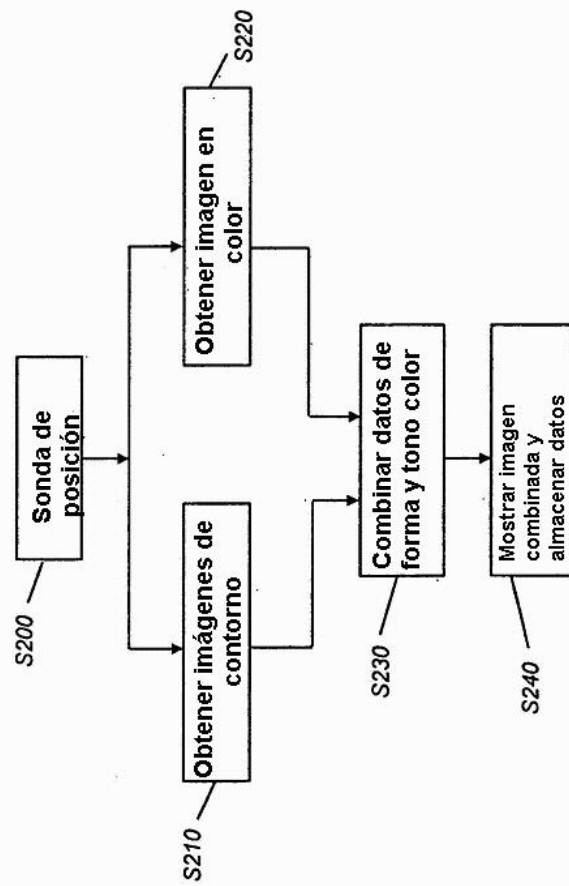


FIG. 4

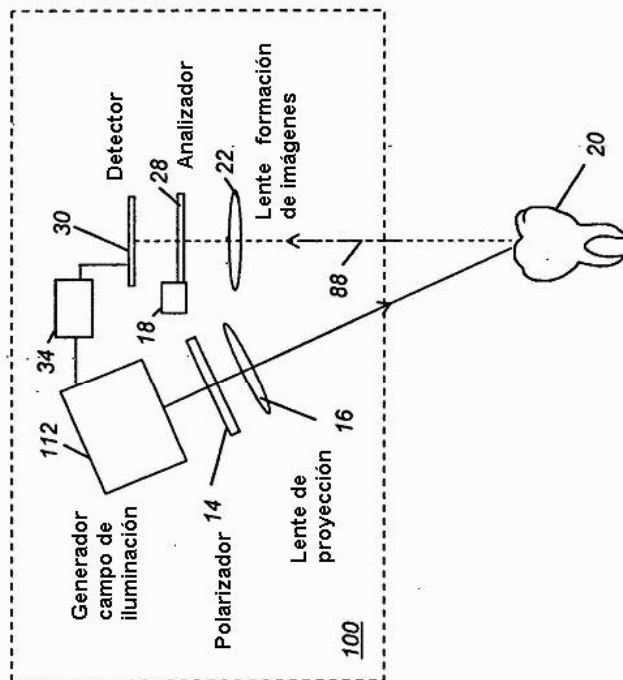


FIG. 5

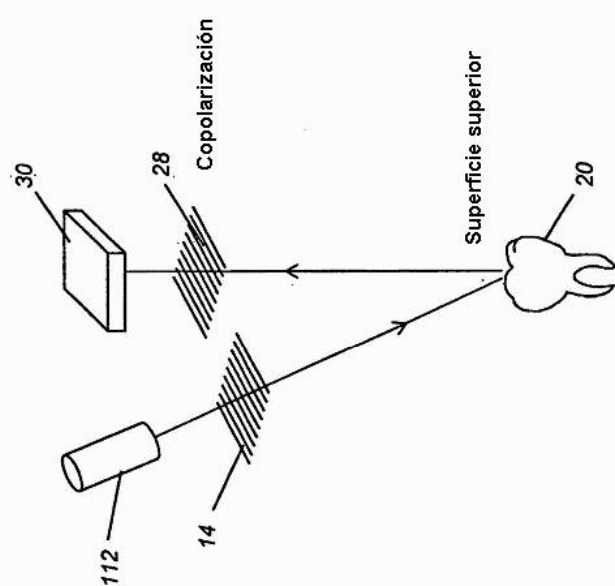


FIG. 6A

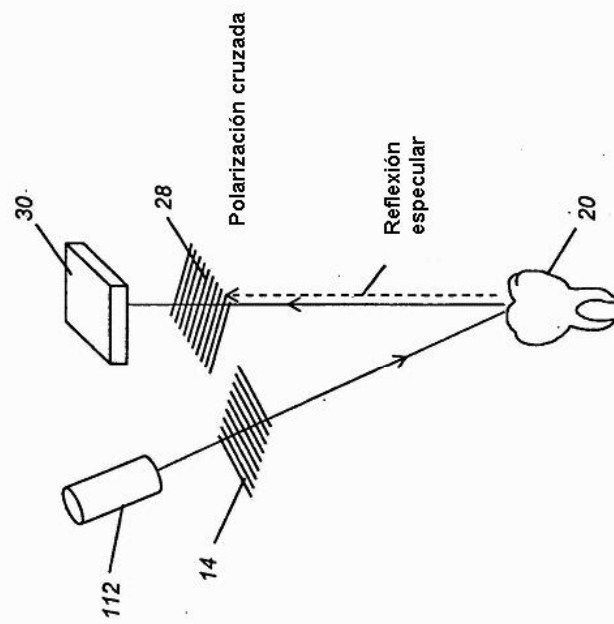


FIG. 6B

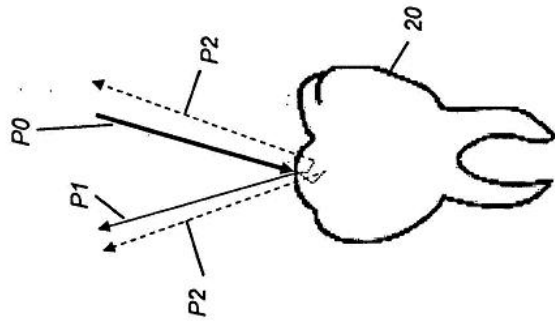


FIG. 7A

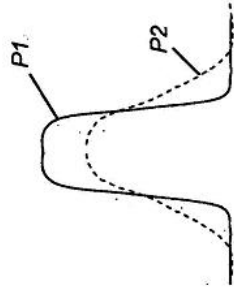


FIG. 7B

Polarización cruzada

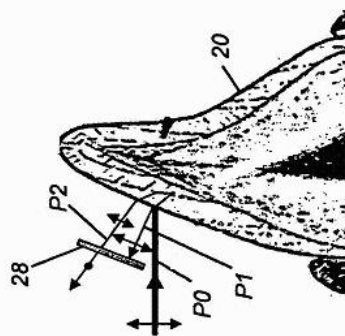


FIG. 8B

Polarización paralela

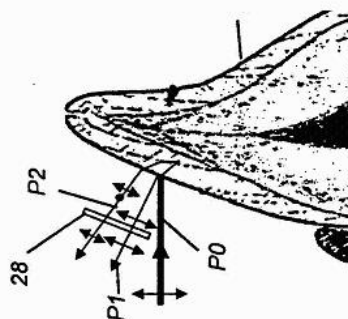


FIG. 8A

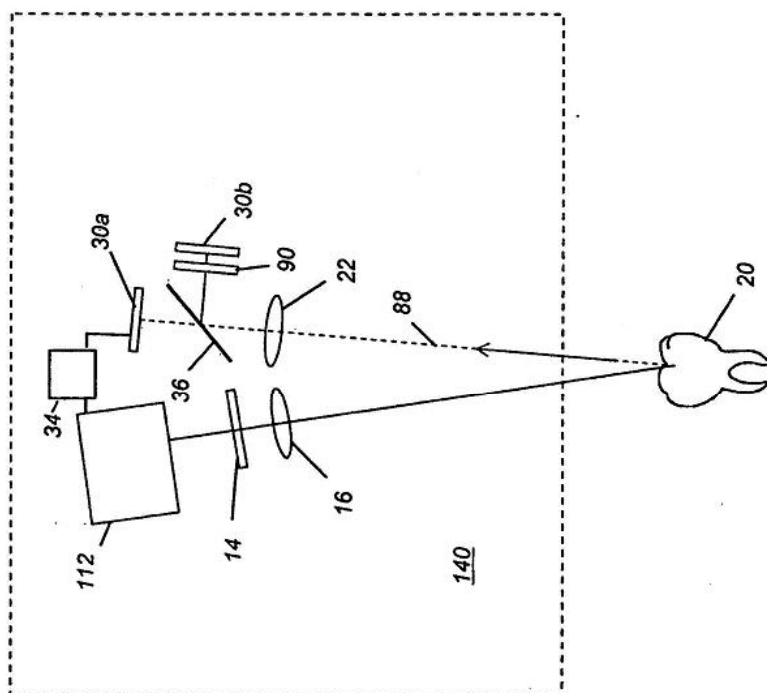


FIG. 9

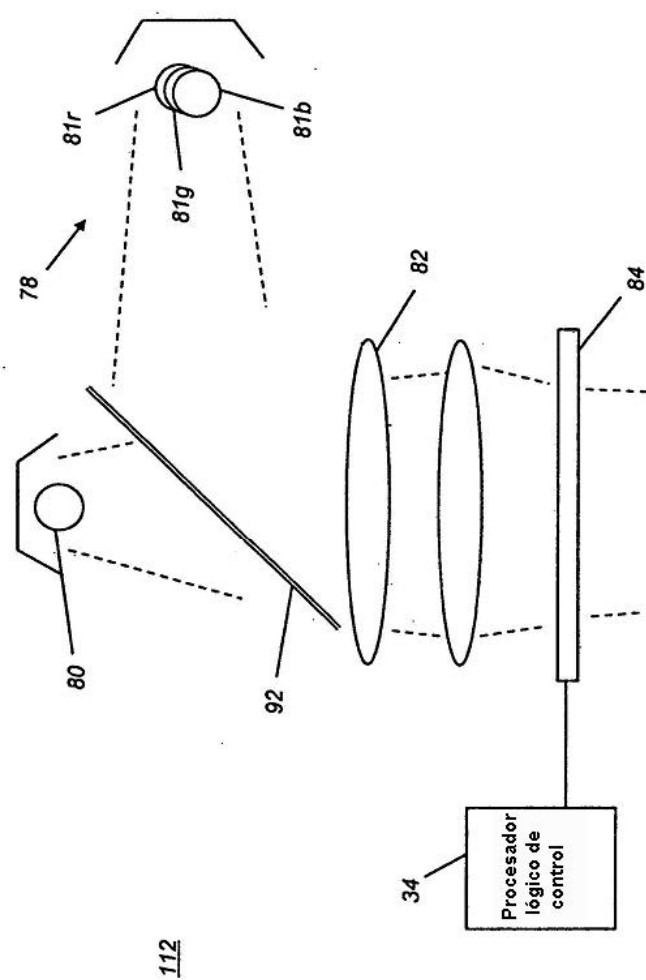


FIG. 10

FIG. 11A

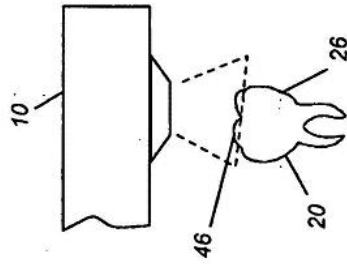


FIG. 11B

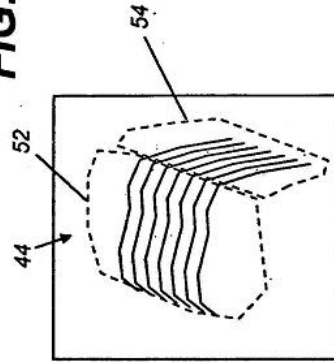
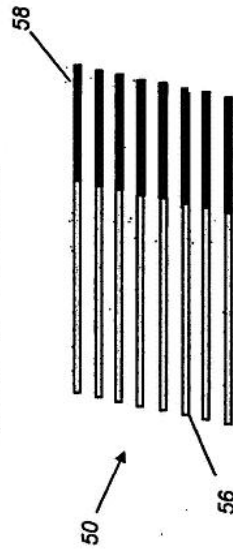


FIG. 11C



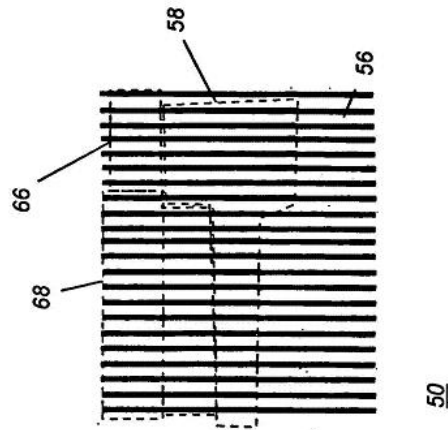


FIG. 12B

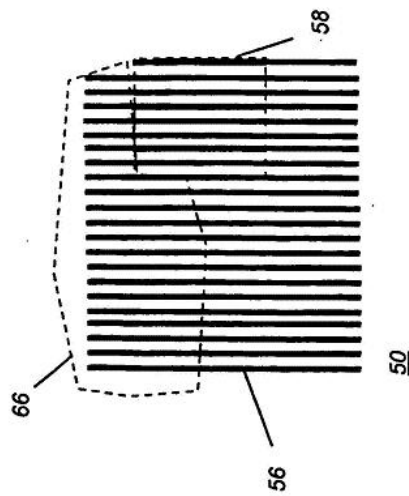


FIG. 12A

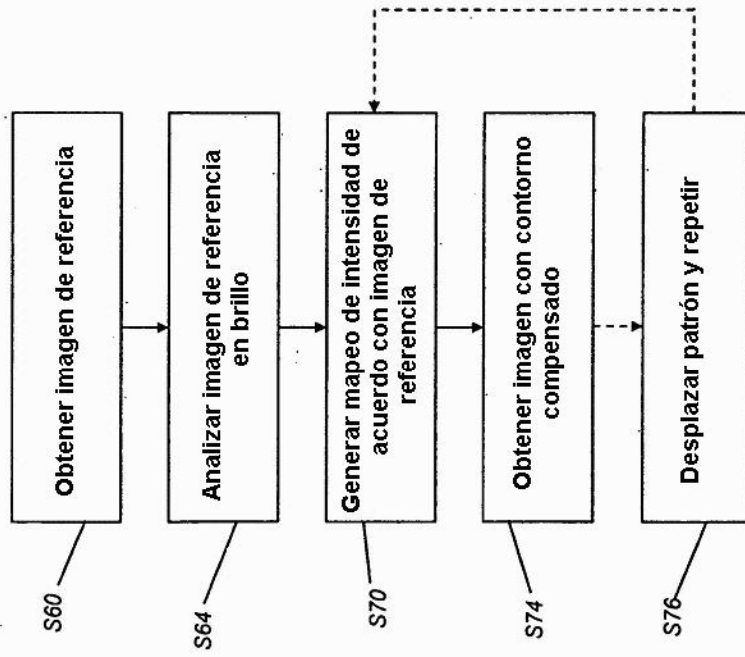


FIG. 13