

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 541 663**

51 Int. Cl.:

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 1/24 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **09.01.2009 E 09000250 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.05.2015 EP 2078493**

54 Título: **Cámara intraoral para la formación de imágenes de diagnóstico y de cosmética**

30 Prioridad:

11.01.2008 US 972907

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

23.07.2015

73 Titular/es:

**CARESTREAM HEALTH, INC. (100.0%)
150 VERONA STREET
ROCHESTER, NY 14608-1733, US**

72 Inventor/es:

**LIANG, RONGGUANG y
INGLESE, JEAN-MARC**

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 541 663 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

Cámara intraoral para la formación de imágenes de diagnóstico y de cosmética

Campo de la invención

5 La presente invención se refiere, en general, a procedimientos y aparatos para la formación de imágenes dentales y, más específicamente, se refiere a un aparato de cámara intraoral que incluye capacidades para la detección de caries, así como para la adaptación de tonos.

Antecedentes de la invención

10 La imagen digital ha sido adaptada para servir a la odontología, tanto para fines de diagnóstico como de uso en cosmética. Por ejemplo, ha habido un número de sistemas de formación de imágenes dentales desarrollados para el diagnóstico de caries dentales en sus diversas etapas, capaces de ayudar en esta tarea de diagnóstico sin el uso de los rayos X u otra radiación ionizante. Un procedimiento que se ha comercializado emplea la fluorescencia, provocada cuando los dientes se iluminan con luz azul de alta intensidad. Esta técnica, denominada fluorescencia inducida por la luz (LIF), funciona sobre el principio de que el sonido en el tejido dental sano produce una mayor intensidad de la fluorescencia bajo la excitación de algunas longitudes de onda que un tejido dental desmineralizado que se ha dañado por la infección de caries. La fuerte correlación entre la pérdida de minerales y la pérdida de fluorescencia para la excitación de la luz azul se usa entonces para identificar y evaluar las zonas de caries de los dientes. Una relación diferente se ha descubierto para la excitación de luz roja, una región del espectro para la que las bacterias y los subproductos bacterianos en las regiones de caries absorben y emiten fluorescencia más pronunciadamente que lo que lo hacen las zonas sanas. Utilizando este comportamiento, la patente de Estados Unidos N° 4.290.433 titulada "Method and Apparatus for Detecting the Presence of Caries in Teeth Using Visible Luminescence" de Alfano desvela un procedimiento para detectar caries comparando la luminiscencia excitada en dos longitudes de onda. También se describe el uso de los efectos de fluorescencia para la detección de caries en la patente de Estados Unidos N° 6.231.338 titulada "Method and Apparatus for the Detection of Carious Activity of a Carious Lesion in a Tooth" de de Josselin de Jong y col.

25 Las características de reflectancia de la luz visible se han usado también para el diagnóstico de la caries oral. Por ejemplo, la patente de Estados Unidos N° 4.479.499 titulada "Method and Apparatus for Detecting the Presence of Caries in Teeth Using Visible Light" de Alfano describe un procedimiento para detectar caries comparando la intensidad de la luz dispersada a dos longitudes de onda diferentes. La publicación de solicitud de patente de Estados Unidos 2007/0099148, transferida legalmente, anteriormente mencionada, describe un procedimiento mejorado para la detección de caries que combina ambos efectos de fluorescencia y reflectancia.

30 Entre los productos comercializados para la formación de imágenes dentales de diagnóstico que usan el comportamiento de la fluorescencia está el Sistema Clínico QLF de Inspektor Research Systems BV, Amsterdam, Países Bajos, que se describe en la patente de Estados Unidos 6.231.338. Usando un enfoque diferente, la Ayuda a la Detección de Caries Láser Diagnodent de KaVo Dental GmbH, Biberach, Alemania, se describe en la patente de Estados Unidos 6.024.562, detecta la actividad de la caries monitorizando la intensidad de la fluorescencia de los subproductos bacterianos bajo iluminación a partir de la luz roja. Otros productos comerciales, tales como el sistema DIFOTI de Electro-Optical Sciences, Irvington, NY, que se describe en la patente de Estados Unidos 6.672.868, usa la transmisión de luz a través de la estructura del diente para la formación de imágenes de diagnóstico.

40 Los procedimientos de imagen de diagnóstico se han desarrollado para su uso con dispositivos portátiles. Por ejemplo, la publicación de solicitud de patente de Estados Unidos 2005/0003323, titulada "Diagnostic Imaging Apparatus" por Naoki Katsuda y col., describe un aparato de formación de imágenes portátil complejo adecuado para aplicaciones médicas o dentales que usa la formación de imágenes de fluorescencia y reflectancia. La divulgación 2005/0003323, de Katsuda y col., muestra un aparato que recibe la luz de reflexión del objeto de diagnóstico y/o la fluorescencia del objeto de diagnóstico con una irradiación de luz diferente. Sin embargo, con este enfoque, cualquier reflexión especular no deseada produce resultados de falsos positivos en la formación de imágenes de reflectancia. Por otra parte, con las diversas realizaciones de iluminación desveladas, la iluminación dirigida hacia un diente u otro objeto de diagnóstico no es uniforme, ya que la fuente de luz está en estrecha proximidad con el objeto de diagnóstico.

50 La odontología cosmética también ha tomado ventaja de la capacidad de la imagen digital en cierta medida, principalmente para la adaptación de tonos en la restauración o reemplazo de los dientes. Ha habido numerosas soluciones propuestas para proporcionar alguna forma de adaptación de tonos automatizada para ayudar al dentista. Se dan unos cuantos ejemplos en las patentes de Estados Unidos N° 6.132.210 y 6.305.933, ambas tituladas "Tooth Shade Analyzer System and Methods" ambas de Lehmann; y en la publicación de solicitud de patente de Estados Unidos N° 2005/0074718 titulada "Tooth Shade Scan System and Method" de Graham y col. Se resumen soluciones de un aparato para la formación de imágenes cosméticas, por ejemplo, en la publicación internacional N° WO2005/080929 titulada "Equipment and Method for Measuring Dental Shade" de Ingles y en la patente de Estados Unidos N° 4.881.811, titulada "Remote Color Measurement Device" de O'Brien. Los productos portátiles comercializados dirigidos a la adaptación de tonos incluyen el sistema ShadeScan™ de Cynovad, Montreal, CA, que

se describe en el folleto de Cynovad 1019 de febrero de 2002; y el Sistema de visión dental Shade-Rite™ de X-Rite Inc., Grandville, MI, descrito en la patente de Estados Unidos 7.030.986. En particular, los sistemas de adaptación de tonos portátiles no están diseñados para facilitar el acceso a cualquiera excepto a los dientes delanteros. Las técnicas de adaptación de tonos convencionales pueden coincidir con el color del diente de manera aceptable, pero no pueden proporcionar datos suficientes para proporcionar un diente sustituto que parezca real y presente una cierta cantidad de translucidez. Esto es en gran parte debido a los sistemas de formación de imágenes de cosmética convencionales que están dirigidos principalmente a la coincidencia de color, pero que proporcionan información insuficiente sobre la translucidez del diente y la textura superficial. En los sistemas de cosmética que miden la translucidez, se presta poca o ninguna atención a la uniformidad de la iluminación. Esto da como resultado una distribución desigual de la luz y reduce la precisión global del sistema para medir la translucidez del diente.

A pesar de la creciente gama de dispositivos de formación de imágenes, que está disponible actualmente para el odontólogo con fines de diagnóstico y de cosmética, todavía hay margen de mejora. Los sistemas de aparatos de formación de imágenes de diagnóstico y de adaptación de tonos son aún piezas separadas del equipo, teniendo cada sistema sus propios requisitos para las ópticas del sistema. En gran medida, esto es el resultado de sus diferentes funciones, que afectan a numerosos componentes de iluminación, conformación de la luz, y subsistemas de formación de imágenes. Por ejemplo, los requisitos de iluminación para la formación de imágenes de diagnóstico, en gran medida usando efectos de fluorescencia, difieren significativamente de los de formación de imágenes cosméticas, que en gran medida emplean luz reflectante. La reflexión especular puede ser indeseable, tanto para la formación de imágenes de diagnóstico como de cosmética, pero debe compensarse de diferentes maneras para cada tipo de formación de imágenes. La detección de imagen, el uso de la polarización y el contenido espectral, y otras características diferencian adicionalmente los sistemas de diagnóstico de los de cosmética. Por lo tanto, sería ventajoso proporcionar una cámara intraoral que pudiera usarse para tanto las funciones de diagnóstico como de cosmética.

Además, se hace referencia al documento WO 2004 012 593 A, que describe instrumentos dentales para la inspección de superficies dentales para detectar anomalías tales como la caries o la placa, que incluyen diodos emisores de luz montados en un cuerpo del instrumento que tiene un espejo para su inserción en la boca de un usuario. Tales instrumentos tienen también baterías de a bordo montadas en cámaras en la empuñadura del instrumento, y un interruptor para activar y desactivar el LED con la batería. También se describen procedimientos para examinar las superficies dentales para condiciones anormales indicativas de placa que implican la iluminación de superficies con radiación a una longitud de onda en el intervalo de 390-450 nm en el que la radiación es eficaz para provocar emisiones de fluorescencia detectables de metabolitos bacterianos.

Sumario de la invención

Un objeto de la presente invención es proporcionar aparatos y procedimientos mejorados para la formación de imágenes dentales. Con este objeto en mente, la presente invención proporciona un aparato para obtener una imagen de un diente como se expone en la reivindicación 1. Otras realizaciones se reivindican en las reivindicaciones dependientes. El aparato comprende al menos un sensor de imágenes dispuesto a lo largo de un eje óptico; al menos un aparato de iluminación de banda ancha para la formación de imágenes de reflectancia; un aparato de iluminación ultravioleta de banda estrecha para la formación de imágenes de fluorescencia; uno o más elementos de polarización dispuestos a lo largo del eje óptico para eliminar la reflexión especular; un filtro dispuesto a lo largo del eje óptico para bloquear la luz ultravioleta de banda estrecha; y un interruptor para seleccionar uno de entre los modos de operación de formación de imágenes de reflectancia y de fluorescencia.

Una característica de la presente invención es que utiliza un sistema óptico común para tanto la formación de imágenes de diagnóstico como de cosmética. Una ventaja de la presente invención es que proporciona un instrumento de formación de imágenes único para una gama de aplicaciones dentales.

Estos y otros objetos, características y ventajas de la presente invención serán evidentes para los expertos en la materia después de una lectura de la siguiente descripción detallada cuando se hace junto con los dibujos en los que se muestra y se describe una realización ilustrativa de la invención.

Breve descripción de los dibujos

Aunque la memoria descriptiva concluye con las reivindicaciones que señalan específicamente y reivindican claramente el objeto de la presente invención, se cree que la invención se comprenderá mejor a partir de la siguiente descripción cuando se haga junto con los dibujos adjuntos, en los que:

La figura 1 es un diagrama de bloques esquemático de un aparato de formación de imágenes para la detección de caries y la adaptación de tonos de acuerdo con una realización;

La figura 2 es un diagrama de bloques esquemático de una sonda de formación de imágenes para la formación de imágenes de diagnóstico y cosmética;

Las figuras 3a a 3d muestran unos diagramas esquemáticos de ejemplo para las diferentes disposiciones de los componentes adecuados para su uso, como un aparato de iluminación en las realizaciones de la presente invención;

La figura 4 es un diagrama de bloques esquemático de una sonda de formación de imágenes configurada para la formación de imágenes de diagnóstico;

La figura 5 muestra, en una vista frontal tomada a lo largo de la línea 5-5 de la figura 4, una disposición para el aparato de iluminación múltiple usado en la realización mostrada en la figura 4.

La figura 6 muestra una realización alternativa de la sonda de formación de imágenes que emplea un espejo plegable para mejorar el acceso a las superficies del diente;

La figura 7 muestra otra realización alternativa de la trayectoria óptica en modo de diagnóstico usando un divisor del haz de polarización;

Las figuras 8a y 8b muestran dos configuraciones para un procedimiento de iluminación secuencial de color;

Las figuras 9a y 9b muestran dos realizaciones de un accesorio para capturar la luz transmitida;

La figura 10 muestra una disposición de la sonda 100 con dos sensores;

La figura 11 muestra una disposición de la sonda 100 con tres sensores;

La figura 12 muestra una disposición de la sonda 100 con tres regiones de detección;

La figura 13 muestra un procedimiento en base a un punto para medir la translucidez del diente;

La figura 14 es un diagrama de flujo lógico que muestra cómo el aparato de formación de imágenes de la presente invención puede hacerse funcionar o en el modo de diagnóstico o de cosmética;

La figura 15 es un diagrama de flujo lógico que muestra cómo la lógica de procesador usa los datos de translucidez y de color obtenidos en el procedimiento de la figura 14 para proporcionar la adaptación de tonos; y

La figura 16 muestra una disposición alternativa de las fuentes de luz adecuadas para su uso en el aparato de la invención.

Descripción detallada de la invención

El procedimiento y aparato de la presente invención combinan tanto las funciones de diagnóstico como de cosmética para proporcionar un sistema de formación de imágenes intraoral versátil para su uso por los odontólogos. Como se ha señalado anteriormente en la sección de antecedentes, existen diferencias significativas en los requisitos entre la formación de imágenes de diagnóstico y de cosmética, que incluyen una fuente de luz diferente y los requisitos del sistema óptico, una compensación adecuada para la reflexión especular, y un procesamiento de formación de imágenes diferente. Por otra parte, la propia imagen de cosmética es compleja y puede implicar más que simplemente una adaptación de tonos. Además para hacer coincidir el color, la formación de imágenes de cosmética precisa requiere que se obtenga también más información sobre las características más sutiles de los dientes, incluyendo translucidez, textura superficial, brillo, y otras características.

La publicación de solicitud de patente de Estados Unidos N° 2007/0099148, transferida legalmente, anteriormente mencionada e incorporada en el presente documento por referencia, describe un enfoque de formación de imágenes de diagnóstico que combina ambos efectos de fluorescencia y reflectancia con el fin de proporcionar una formación de imágenes de fluorescencia con mejora de reflectancia (FIRE). De manera ventajosa, la detección FIRE puede ser precisa en una etapa temprana de la infección de caries que se ha exhibido usando enfoques de fluorescencia existentes que miden solo la fluorescencia. El aparato y procedimientos de la presente invención se amplían aún más en el uso de la formación de imágenes FIRE, como se describe en detalle en la solicitud N° 2007/0099148, con el fin de proporcionar las ventajas añadidas de la formación de imágenes de cosmética cuando se usa una única cámara intraoral.

El diagrama de bloques esquemático de la figura 1 muestra los componentes básicos de un aparato 150 de formación de imágenes, tanto para la formación de imágenes intraorales de diagnóstico como de cosmética en una realización. Se usa una sonda 100 de formación de imágenes para obtener imágenes de un diente 20, o con fines de diagnóstico o de cosmética. Un procesador 140 de lógica de control se comunica con la sonda 100 para obtener los datos de imagen y proporciona la imagen procesada en una pantalla 142.

El aparato 150 de formación de imágenes puede funcionar en cualquiera de dos modos: un modo de diagnóstico o un modo de formación de imágenes de cosmética. Las realizaciones posteriores proporcionan ejemplos que muestran cómo el operación en cualquiera o en ambos modos puede obtenerse usando una configuración adecuada de la sonda 100 y adaptando en consecuencia las funciones de iluminación, de recogida de datos, de procesamiento de formación de imágenes, y de registro y de visualización de datos.

El diagrama esquemático de la figura 2 muestra una realización de la sonda 100 de formación de imágenes que puede usarse tanto para fines de formación de imágenes de diagnóstico como de cosmética. La sonda 100 tiene una empuñadura 32 y una extensión 40 de sonda. Un eje O óptico común se aplica tanto para la captura de una imagen de diagnóstico como de cosmética. La iluminación, para cualquier tipo de imagen, se proporciona a partir de uno o más aparatos 12a, 12b, 12c o 12d de iluminación, que incluyen fuentes de luz y elementos ópticos de conformación del haz. Un accesorio 30 opcional proporciona iluminación para medir la translucidez. La sonda 100 también incluye un interruptor 36 de modo que se usa para seleccionar cualquiera de los modos de operación: diagnóstico o cosmética. Un conjunto 34 de formación de imágenes contiene el sensor de formación de imágenes y sus componentes ópticos de soporte, como se describe posteriormente.

Cada uno de los aparatos 12a-12d de iluminación pueden tener tanto la fuente de luz como las ópticas de conformación del haz. Cada aparato de iluminación podría tener su propia fuente de luz, o una única fuente de luz

podría servir para múltiples aparatos 12a-12d de iluminación, por ejemplo, provisto de un filtro de selección espectral adecuado para cada aparato de iluminación. La fuente de luz podría ser una fuente de luz de estado sólido, tal como un diodo emisor de luz (LED) o un láser, o podría ser una fuente de luz de banda ancha tal como una lámpara de arco de xenón u otro tipo de fuente de luz.

- 5 Las figuras 3a a 3d muestran unos diagramas esquemáticos de ejemplo para diferentes disposiciones de los componentes que podrían usarse para el aparato 12a-12d de iluminación en las realizaciones de la presente invención. Cada una de estas configuraciones tiene una fuente 21 de luz. Elementos 22 ópticos de conformación del haz, tales como los componentes 22a, 22b o 22c de conformación del haz condicionan y conforman la luz para una iluminación uniforme sobre la superficie del diente. Si el perfil del haz de la fuente de luz es suficientemente uniforme para la iluminación sobre la superficie del diente, no se necesitan ópticas de conformación del haz. El componente 22a de conformación del haz de la figura 3a es un difusor. El componente 22b de conformación del haz de la figura 3b es un elemento óptico esférico o asférico. El componente 22c de conformación del haz de la figura 3c es un tubo de luz. La figura 3d muestra una configuración que usa un número de estos diferentes componentes en combinación dentro de un aparato de iluminación. Otros componentes de conformación del haz que son parte del aparato 12a-12d de iluminación pueden incluir, por ejemplo, guías de luz o estructuras de distribución de luz tales como una fibra óptica o una guía de luz líquida (no mostrado). El nivel de luz es normalmente unos pocos milivatios de intensidad, pero puede ser más o menos, en función de la conformación y la detección de la luz de los componentes usados.

Cada aparato 12a - 12d de iluminación puede disponerse de un número de maneras, como se muestra en detalle posteriormente. La fuente 21 de luz para cada aparato de iluminación emite luz con longitudes de onda adecuadas para cada modo de formación de imágenes diferente. En una realización, por ejemplo, la fuente 21 de luz en el aparato 12a de iluminación emite luz de banda visible ancha (400 nm - 700 nm) para la formación de imágenes de reflectancia polarizadas, o una combinación de fuentes de luz con diferente espectro, tal como una combinación de diodos (LED) emisores de luz roja, verde y azul. La fuente 21 de luz en el aparato 12b de iluminación emite luz ultravioleta (UV) de banda estrecha (375 nm – 425 nm) para excitar la fluorescencia de los dientes. La fuente 21 de luz en el aparato 12c de iluminación emite una luz cercana al infrarrojo (NIR) para medir la translucidez. La fuente 21 de luz en el aparato 12d de iluminación emite luz azul o ultravioleta para medir la textura superficial del diente. La luz usada en el aparato 12a de iluminación puede obtenerse también a partir de otras fuentes, tales como un simulador de la luz del día.

Modo de formación de imágenes de diagnóstico

- 30 Los diagramas esquemáticos de las figuras 4 y 5 muestran la sonda 100 configurada para la formación de imágenes de diagnóstico. La sonda 100 tiene una empuñadura 32 y una extensión 40 de sonda que está diseñada para su inserción en la boca para ambos modos de formación de imágenes. El aparato 12a iluminación, con la cooperación del polarizador 42a, que se coloca en frente del aparato 12a iluminación, proporciona una iluminación de luz blanca polarizada uniforme sobre la superficie del diente para la formación de imágenes de reflectancia polarizada. El aparato de iluminación dirige la luz UV hacia el diente 20 a través de un filtro 46 de paso banda para excitar la fluorescencia en el diente. El filtro 46 de paso banda es una opción y es de gran ayuda para mejorar la pureza espectral de la iluminación de la fuente de luz en el aparato 12b de iluminación.

La luz reflejada desde el diente 20 pasa a través de una abertura central entre el aparato de iluminación y a través de un analizador 44. A continuación, una o más lentes 66 dirigen la luz reflejada a través de un filtro 56 espectral. El filtro 56 espectral tiene un paso largo que captura datos de fluorescencia sobre una gama de longitudes de onda adecuadas y bloquea la luz de excitación de la fuente de luz. Con el fin de obtener una imagen de reflectancia de color verdadero, se selecciona la longitud de onda de corte del filtro 56 espectral de manera que pueda bloquear la luz de excitación del aparato 12b de iluminación, pero que no bloquee la parte azul de la luz del aparato 12a de iluminación. La imagen de la fluorescencia que se ha obtenido a partir de los dientes 20 puede tener una amplia distribución espectral relativa en el rango visible, con la luz emitida es decir fuera de la gama de longitudes de onda de la luz usada para la excitación. La emisión de fluorescencia está normalmente entre aproximadamente 450 nm y 600 nm, mientras que en general se alcanza un pico en la región verde, más o menos desde alrededor de 510 nm a aproximadamente 550 nm. Un sensor 68 obtiene la imagen de fluorescencia, por lo general mediante el plano de color verde. Sin embargo, podrían usarse también otros rangos del espectro visible en otras realizaciones. Cuando se toma la imagen de fluorescencia, si es necesario el analizador 44 puede moverse fuera del eje O óptico para aumentar la señal de fluorescencia. Haciendo referencia de nuevo a la figura 1, a continuación, estos datos de imagen pueden transmitirse devuelta al procesador 140 de lógica de control para su procesamiento y visualización.

Todavía haciendo referencia a las figuras 4 y 5, los datos de imagen de reflectancia polarizada se obtienen también usando muchos de los mismos componentes. Un aparato 12a de iluminación dirige la luz visible, tal como una luz blanca u otra luz de banda ancha, a través de un polarizador 42a, y hacia los dientes 20. El analizador 44, cuyo eje de transmisión está orientado de manera ortogonal con respecto al eje de transmisión del polarizador 42, rechaza la luz de la reflexión especular y transmite luz usada para formar la imagen reflectante sobre el sensor 68. El filtro 56 puede retirarse fuera del eje O óptico o reemplazarse con otro elemento de filtro cuando sea necesario.

El sensor 68 puede ser cualquiera de un número de tipos de componente de detección de imágenes, tal como un semiconductor óxido metálico complementario (CMOS) o un dispositivo sensor de carga acoplada (CCD). Las

fuentes de luz usadas en los aparatos 12a y 12b de iluminación pueden ser láseres u otras fuentes de estado sólido, tales como combinaciones que usan uno o varios diodos emisores de luz (LED). Como alternativa, podría usarse una fuente de banda ancha, tal como una lámpara de xenón que tenga un filtro de color de soporte para pasar las longitudes de onda deseadas.

5 La figura 5 muestra una disposición para un aparato de iluminación múltiple usado en la realización mostrada en la figura 4. Como se muestra en la figura 4, la sonda 100 tiene múltiple aparatos 12a, 12b, 12c, y 12d de iluminación. Los aparatos de iluminación que tienen el mismo espectro de luz están dispuestos para ser simétricos al eje óptico de la óptica de formación de imágenes para una iluminación uniforme.

10 La óptica de formación de imágenes, representada como la lente 66 en la figura 4, podría incluir cualquier disposición adecuada de componentes ópticos, con posibles configuraciones que vayan desde un único componente de lente a una lente multi-elemento. La clara formación de imágenes de la superficie del diente, que no es plana sino que puede tener zonas que sean tanto suavemente contorneadas como altamente estriadas, requiere que la óptica de formación de imágenes tenga la suficiente profundidad de campo. Preferentemente, para una resolución óptima, la óptica de formación de imágenes proporciona un tamaño de imagen que se adapta a la relación de aspecto del sensor 68.

15 Los controles de la cámara se ajustan de manera adecuada para obtener cada tipo de imagen de diagnóstico. Por ejemplo, cuando se captura la imagen de fluorescencia, es necesario realizar los ajustes de exposición apropiados para la ganancia, la velocidad de obturación y la apertura, ya que esta imagen no puede ser intensa. Cuando el sensor 68 es un sensor de color, el filtrado de color puede realizarse por las matrices de filtros de color (CFA) en el sensor de imágenes de la cámara. Es decir, una sola exposición puede capturar tanto la imagen de reflectancia retrodispersada como la de fluorescencia. En una realización, la imagen de reflectancia se captura en el plano de color azul; simultáneamente, la imagen de fluorescencia se captura en el plano de color verde.

20 El procesamiento de imágenes por el aparato 150 de formación de imágenes (figura 1) combina las imágenes de reflectancia y de fluorescencia con el fin de obtener una imagen con contraste mejorado que muestre las regiones de caries, como se describe en la solicitud 2007/0099148 de Wong y col. Pueden usarse diversos procedimientos para procesar, combinar y mostrar las imágenes obtenidas.

25 La figura 6 muestra una realización alternativa de la sonda 100 que emplea un espejo 18 plegable para mejorar el acceso a las superficies de los dientes 20. Este espejo plegable es necesario con el fin de acceder a la superficie bucal de los molares y a la superficie oclusal y lingual de todos los dientes. La figura 7 muestra otra realización alternativa de la trayectoria óptica de modo de diagnóstico usando un divisor 38 del haz de polarización. Un aparato 14 de iluminación proporciona luz de una polarización dirigida a través de un elemento 14a óptico de conformación del haz desde una fuente 14b de luz, que se refleja desde el divisor 38 del haz de polarización y se dirige hacia el diente 20. El elemento 14a óptico de conformación del haz conforma la luz a partir de un aparato 14 de iluminación para proporcionar una iluminación uniforme en la superficie del diente. La luz reflejada del estado de polarización opuesta se transmite, a continuación, a través del divisor 38 del haz de polarización hacia el sensor 68. Esta disposición elimina la luz reflejada especular a partir de otra luz dispersa, de modo que la luz de retorno incluye una alta proporción de luz de reflectancia de los sitios de caries. Usando la disposición de la figura 7, el aparato 14 de iluminación puede seleccionarse a partir de un número de configuraciones, tales como una combinación de las fuentes de luz con diferentes longitudes de onda o una sola fuente de luz con un filtro de selección de espectro. La fuente 14b de luz puede estar también fuera de la sonda de mano y la luz entregarse al elemento 14a óptico de conformación del haz a través de una fibra óptica u otra guía de luz, como una guía de luz líquida. Una ventaja de esta realización es que el aparato 14 de iluminación puede cambiarse fácilmente para satisfacer diferentes aplicaciones. Por ejemplo, el aparato 14 de iluminación puede cambiarse para proporcionar un simulador de la luz del día para la adaptación de tonos dentales en el modo de formación de imágenes de cosmética, como se describe posteriormente.

Modo de formación de imágenes de cosmética

30 Cuando se cambia a modo de formación de imágenes de cosmética, la sonda 100 funciona bajo un conjunto diferente de requisitos. En este modo las fuentes de iluminación y la trayectoria óptica están configuradas adecuadamente para los tipos de mediciones que son de particular interés para la formación de imágenes de cosmética. Esto incluye lo siguiente:

- (i) la medición del tono del color;
- (ii) la medición de translucidez; y
- (iii) la textura superficial o medición del brillo.

35 En las realizaciones de la presente invención, la medición del tono del color puede obtenerse usando un número de enfoques. En un enfoque, la iluminación se proporciona a partir de fuentes de luz Roja (R), Verde (V) y Azul (A) polarizadas, de forma secuencial. Las imágenes R, V, A resultantes se capturan a continuación en secuencia. El tono del diente puede calcularse a partir de las imágenes RVA que se obtienen. En un enfoque alternativo, se usa una fuente de luz blanca polarizada como fuente de iluminación. El tono del color del diente se calcula a

continuación a partir de los datos en los planos RVA de la imagen de luz blanca.

5 En un procedimiento convencional, la luz no polarizada se usa en la medición del tono dental. Uno de los problemas con la iluminación de luz no polarizada se refiere a la reflexión especular. La luz a partir de la reflexión especular tiene el mismo espectro que la fuente de luz de iluminación y no contiene información del color del diente. Además, se obtiene muy poca información superficial cuando predomina la reflexión especular y se satura el sensor.

Usando la iluminación de luz polarizada y la eliminación de reflexión especular, las realizaciones de la presente invención superan esta limitación y obtienen luz dispersada del esmalte y la dentina. Esta luz dispersada contiene el verdadero color de base del diente.

10 Haciendo referencia a las figuras 4 y 5, cuando la sonda 100 de la presente invención se usa para medir el color del diente, se activa una fuente de luz de banda ancha en aparato 12a de iluminación. La luz de banda ancha del aparato 12a de iluminación pasa al polarizador 42a e ilumina la superficie del diente. De toda la luz reflejada vuelta por el diente, solo la luz que tiene una polarización ortogonal pasa a través del analizador 44 y alcanza el sensor 68. La información de tono del diente se calcula a partir de los datos del plano de R, V y A del sensor 68.

15 Debido a que el rendimiento del sensor y del filtro son imperfectos, hay una cierta cantidad de diafonía entre cada plano de color cuando se usa la iluminación de banda ancha. Una solución alternativa para la medición del color del diente es obtener 3 imágenes separadas secuencialmente, cada imagen iluminada por separado usando luz del espectro rojo, verde y azul por separado. Estas imágenes pueden combinarse, a continuación, para producir una información más precisa del tono dental. Una desventaja de este procedimiento es que puede necesitar un procesamiento de imagen adicional con el fin de alinear las tres imágenes de colores diferentes, ya que se toman en momentos diferentes.

20 Las figuras 8a y 8b muestran dos configuraciones para un procedimiento de iluminación secuencial del color. La primera configuración de la figura 8a comprende tres fuentes 21 de luz, tales como los LED rojo, verde y azul, y un elemento 22 óptico de conformación del haz, que puede ser uno de los elementos 22a, 22b, o 22c de conformación del haz, que se han descrito anteriormente o alguna combinación de estos elementos. Estas tres fuentes de luz pueden cambiarse de forma simultánea o de forma secuencial con el fin de obtener cada una de las imágenes rojas, verdes, azules compuestas por separado. La segunda configuración de la figura 3b comprende una fuente 21 de luz de banda ancha, el filtro 23 de selección del espectro y el elemento 22 óptico de conformación del haz. Durante el uso de esta configuración, el filtro 23 de selección del espectro se hace girar para cambiar el espectro de iluminación con el fin de obtener imágenes rojas, verdes y azules. La fuente 21 de luz y el filtro 23 de selección del espectro de esta realización pueden construirse en o proporcionarse fuera de la sonda 100. La iluminación de estas fuentes de color podría dirigirse a la sonda 100 por una fibra óptica o una guía de luz líquida. Este tipo de disposición permite una amplia selección de fuentes de luz, sin las restricciones impuestas por las limitaciones de tamaño y peso de la sonda 100.

35 La translucidez de un diente puede determinarse midiendo la reflectancia de la luz reflectante vuelta desde del diente o, como alternativa, la luz transmitida a través del diente. La translucidez puede usarse como una coordenada del punto de medición en una dimensión del espacio de tono dedicado a este parámetro. También puede usarse para la corrección de al menos otra coordenada del punto de medición en otra dimensión.

40 Para usar la luz reflectante para determinar la translucidez de los dientes, la reflexión especular debe eliminarse, o cambiando el ángulo de iluminación o usando la iluminación de luz polarizada. Una ventaja de las realizaciones de la presente invención que usan la iluminación de luz polarizada se refiere a la luz capturada por el sensor y dispersada en el esmalte y la dentina. Si se usa la luz no polarizada, la luz especular reflejada desde la superficie del diente y de la capa superficial del esmalte es mucho más pronunciada de lo que lo es la luz vuelta desde el esmalte y la dentina. Esto puede conducir a datos inexactos de translucidez.

45 En teoría, con la iluminación uniforme y el esmalte ideal, el diente es más translúcido si el nivel de luz de la luz polarizada, reflejada desde la superficie del diente, y capturada por el sensor 68, es inferior. Sin embargo, hay diversos factores que pueden afectar al nivel de luz de la luz polarizada capturada por el sensor 68. Estos factores incluyen, por ejemplo, el espesor del esmalte, el defecto de diente local, los rellenos, y la absorción local. Por lo tanto, la calibración es un procedimiento importante para medir la translucidez. También, con el fin de determinar la translucidez del diente de la luz reflejada, la calibración es necesaria para corregir la iluminación no uniforme y el factor de forma del diente. Con la calibración, una o más imágenes capturadas para medir el tono del color del diente, como se trata en un párrafo anterior, puede procesarse para determinar la translucidez del diente. En una realización preferida, la luz cercana al infrarrojo (NIR) se usa para medir la translucidez del diente ya que la dispersión es más débil en el interior del diente para la luz con longitudes de onda más largas. En particular, las mediciones tomadas con luz infrarroja pueden usarse para la corrección de una coordenada del punto de medición en una dimensión correspondiente a los tonos rojos. El aparato 12c de iluminación y el polarizador 42c en las figuras 4 y 5 proporcionan la luz NIR para medir la translucidez.

55 Cuando se usa luz transmitida para determinar la translucidez del diente, el diente se ilumina desde el lado opuesto al sensor de imágenes. La iluminación no está necesariamente polarizada, ya que no hay reflexión especular en el

modo de transmisión. La translucidez está determinada por el nivel de luz transmitida a través del diente. Un nivel de luz más alta significa que el diente es más translúcido.

En referencia a las figuras 9a y 9b, se muestran dos realizaciones de un accesorio 30. A cualquier realización se la puede añadir la sonda 100 de formación de imágenes con el fin de capturar la luz transmitida. En ambas realizaciones, la luz del aparato 12a o 12c de iluminación se entrega a una ventana 31 de salida de luz del accesorio 30 mediante un elemento de guía de luz. La fuente de luz, tal como los LED u otra fuente de luz de estado sólido, puede colocarse también directamente en la ventana 31 de salida de luz. En la realización de la figura 9a, la luz ilumina el diente en un ángulo, como se indica por las líneas 33. En la realización de la figura 9b, la luz ilumina el diente directamente. En ambas realizaciones, es necesaria la calibración en la iluminación de manera uniforme cuando se calcula la translucidez de la luz transmitida.

Otro parámetro del diente capaz de usarse como una coordenada del espacio del tono, o como un parámetro de corrección, es el estado de la superficie del diente. Este parámetro se denomina el parámetro de rugosidad, o de textura. El parámetro de rugosidad puede usarse para establecer una coordenada del punto de medición en una dimensión del espacio de tono dedicado a este parámetro. Esto puede determinarse iluminando el diente con luz, y medir la distribución angular y la intensidad de la luz reflejada desde la superficie del diente. Una superficie del diente suave tiende a devolver una mayor cantidad de luz reflejada de manera especular. Ya que el efecto de dispersión es más fuerte en la luz con una longitud de onda más corta, la fuente de luz azul o ultravioleta puede ser en general más ventajosa para la medición de la textura o la rugosidad superficial del diente. Ya que la luz reflejada por la superficie del diente y la capa superficial del esmalte es más relevante para las propiedades de la superficie del diente, una estrategia es iluminar la superficie del diente con luz polarizada y a continuación, capturar la luz del mismo estado de polarización que se refleja desde el diente.

Con referencia de nuevo a la arquitectura de la iluminación de la sonda mostrada, en general, en la figura 4 y más específicamente en la figura 5, el aparato 12d de iluminación y el polarizador 42d proporcionan iluminación de luz polarizada para medir la textura superficial. La fuente de luz en el aparato 12d de iluminación podría ser cualquier fuente de luz en el rango espectral de UV a NIR. En una realización preferida, se usa la luz UV o azul, ya que el efecto de dispersión superficial es más fuerte. Para medir la rugosidad superficial, la orientación del polarizador 42d es ortogonal a la de otros polarizadores 42a y 42c con el fin de capturar la luz reflejada devuelta desde la superficie del diente con la misma polarización que la luz de iluminación. El polarizador 42d no es un requisito para medir la rugosidad superficial y podría ser una opción. Sin el polarizador 42d, la luz capturada por el sensor está aún polarizada ya que hay un analizador 44 en la trayectoria de formación de imágenes. Esta luz polarizada contiene tanto luz especular como luz dispersa, ya que la luz de iluminación no está polarizada. El analizador 44 puede moverse fuera del eje óptico también cuando sea necesario para medir la textura superficial.

Como se ha descrito anteriormente con referencia a las figuras 7 y 8, en lugar de fuentes de luz separadas, elementos de conformación del haz, y polarizadores, una sola fuente de luz de banda ancha con un filtro de selección del espectro y un elemento de conformación del haz puede proporcionar también la iluminación necesaria para el tono del color, la translucidez del diente, y la medición de rugosidad superficial.

La uniformidad de la iluminación es útil para determinar tanto la translucidez del diente como la medición de rugosidad superficial. Una cualquiera de las configuraciones de iluminación mostradas en la figura 3 podría generar una iluminación suficientemente uniforme. Por otra parte, la forma del diente es otro factor que tiene un efecto significativo en el nivel de luz recibida por el sensor. Por ejemplo, incluso con la misma calidad superficial, el nivel de luz reflejada devuelta por la superficie inclinada es más bajo que la de la superficie perpendicular con el eje óptico. Por estas razones, la calibración de tanto la uniformidad de la iluminación como la forma de la superficie es muy importante con el fin de obtener una medición precisa de la translucidez del diente y la rugosidad superficial.

Ejemplos en variante

Las figuras 10, 11, y 12 son ejemplos en variante de la sonda 100 usando más de un sensor. Hay algunos beneficios con más de un sensor, especialmente para un aparato con modos de aplicación de diagnóstico y de cosmética. En la figura 10, hay dos sensores, 68a y 68b. Un divisor 65 del haz de polarización divide la luz devuelta desde el diente en dos partes que tienen diferentes polarizaciones. La luz con polarización ortogonal va al sensor 68a, mientras que la luz con el mismo estado de polarización va al sensor 68b. Un filtro 56 de paso largo se coloca en frente del sensor 68b para bloquear la luz de excitación procedente del aparato 12b de iluminación. En el modo de formación de imágenes de diagnóstico, el sensor 68b captura una imagen de fluorescencia y el sensor 68a captura una imagen de luz blanca polarizada. En el modo de formación de imágenes de cosmética, los datos del sensor 68b, que tiene el mismo estado de polarización que el haz de iluminación, pueden usarse para determinar la rugosidad superficial. Los datos del sensor 68a se usan para calcular el tono del color y la translucidez.

El ejemplo de la sonda 100 en la figura 11 comprende tres sensores, uno para cada color. Un elemento 67 divisor del haz separa el haz en tres bandas espectrales: UV para la banda azul, la banda verde y el rojo para la banda NIR. Un tipo de elemento 67 divisor del haz que puede usarse es un cubo-x que está configurado para dirigir la luz a tres sensores con diferentes bandas del espectro. Como en la figura 10, se necesita un filtro 56 de paso largo con el fin de obtener imágenes de fluorescencia sin diafonía a partir de la luz de excitación. Ya que hay datos de formación de

imágenes rojas, verdes y azules a partir de tres sensores por separado, el tono del color calculado es más preciso.

La figura 12 es aún otro ejemplo alterno con tres regiones 69r, 69g y 69b de detección en un sensor 69. Se coloca un filtro 58 de color en frente del sensor 69 de manera que las regiones 69r, 69g y 69b de detección capturen las imágenes en las regiones roja, verde y azul. Ya que las regiones 69r, 69g y 69b de detección están en el mismo plano, son necesarias tres lentes 66a, 66b, y 66c de formación de imágenes por separado.

La figura 13 muestra otro procedimiento en base a un punto para medir la translucidez del diente y la rugosidad superficial. Como se muestra en esta figura, un número de puntos individuales, mostrados como A, B, C, D y E, se iluminan con luz polarizada. El sensor captura la imagen superficial del diente formada por la luz polarizada ortogonal reflejada desde estos puntos. El procedimiento ilustrado en la figura 13 funciona de la siguiente manera: Después de que la luz de iluminación alcance el esmalte, se dispersa dentro del diente al azar y sale de la superficie del diente por todas las partes de la superficie del diente. Incluso cuando el diente no está iluminado en toda su superficie, el sensor todavía puede obtener la imagen del diente con suficiente luz dispersada. Esta imagen proporciona una especialmente buena caracterización de las propiedades del diente, tal como la translucidez del diente y la rugosidad superficial. Debería enfatizarse que la figura 13 solo presenta un procedimiento de punto de iluminación. Otros procedimientos de iluminación, tales como la iluminación de red y la iluminación de línea, pueden aplicarse y pueden ofrecer ventajas similares.

Operación del aparato 150 de formación de imágenes

El aparato 150 de formación de imágenes está diseñado para obtener translucidez, textura superficial, y mediciones de tono del color, así como para obtener imágenes para la detección de caries dentales. La figura 14 es un diagrama de flujo lógico que muestra cómo este aparato puede hacerse funcionar en cualquiera de los modos. Inicialmente, se realiza una selección 70 de modo de operación, tal como accionando el interruptor 36 de modo. En el modo de formación de imágenes de diagnóstico, la fuente de luz en el aparato 12a o 12b de iluminación se activa para el examen del diente (etapa 72). Cuando el operador decide capturar las imágenes y empujar el obturador (o de otra manera introduce la orden para capturar la imagen), las fuentes de luz en el aparato 12a y 12b de iluminación se activarán y se desactivarán de manera secuencial para que el sensor 68 capture la imagen de reflectancia y la imagen de fluorescencia polarizadas (etapa 73). A continuación, el procedimiento de software que procesa la imagen procesa las imágenes y proporciona los datos analizados (etapa 76). El software adecuado para este fin se desvela en la solicitud de patente de Estados Unidos relacionada N° de serie 11/623.804, transferida legalmente, en tramitación como la presente, mencionada anteriormente.

Con la selección del modo de formación de imágenes de cosmética, la fuente de luz en el aparato 12a de iluminación se activa para determinar los dientes adecuados para la formación de imágenes (etapa 78). Para tomar imágenes de tono del color, translucidez y medición de textura, las fuentes de luz en el aparato 12a, 12c y 12d de iluminación (o fuente 31 de luz) se activan y se desactivan de forma secuencial (etapa 80). La etapa 82 final es calcular, usando las técnicas de análisis de imagen conocidas por los expertos en la materia, el tono del color, la translucidez, y la rugosidad del diente a partir de las imágenes obtenidas en la etapa 80.

El diagrama de flujo lógico de la figura 15 muestra cómo la lógica del procesador usa los datos de translucidez y de color obtenidos en el procedimiento de la figura 14 para proporcionar la adaptación de tonos. Después de que el tono del diente, la translucidez y la rugosidad superficial se calculen (etapa 82), el software de procesamiento de imágenes muestra un diente simulado al paciente para su revisión (etapa 84). Una etapa 86 de aprobación del paciente le pide al paciente que apruebe el tono calculado, usando una simulación proporcionada en la pantalla 142 (figura 1). Una vez aprobado, los datos se envían a un laboratorio u otro centro de procesamiento (etapa 88). Si no se aprueba, el software de procesamiento de imágenes modificará la imagen simulada en base a la preferencia del paciente (etapa 90), y volverá a mostrar la imagen modificada al paciente para su aprobación.

La invención se ha descrito en detalle con referencia especial a ciertas realizaciones preferidas de la misma, pero se entenderá que pueden efectuarse variaciones y modificaciones dentro del alcance de la invención como se describe anteriormente, y como se tiene en cuenta en las reivindicaciones adjuntas, por un experto en la materia sin alejarse del alcance de la invención. Por ejemplo, se podrían usar diversas disposiciones de fuentes de luz en el aparato 12a-d de iluminación con diversas realizaciones diferentes empleando una cámara u otro tipo de sensor de imágenes, tales como las matrices paralelas de las fuentes de luz mostradas en la figura 16.

Por lo tanto, lo que se proporciona es un aparato de formación de imágenes dentales que proporciona, en una sola unidad, la formación de imágenes de diagnóstico para la detección de caries y la formación de imágenes de cosmética para la adaptación de tonos.

Lista de piezas

12, 12a, 12b, 12c, 12d.	Aparato de iluminación
14.	Aparato de iluminación
14a.	Elemento óptico de conformación del haz
14b.	Fuente de luz
18.	Espejo plegable

ES 2 541 663 T3

	20.	Diente
	21.	Fuente de luz
	22.	Elemento óptico de conformación del haz
	22a.	Difusor
5	22b.	Elemento de conformación del haz
	22c.	Guía de luz
	23.	Filtro de selección de espectro
	30.	Accesorio para medir la translucidez
	31.	Ventana de salida de luz
10	32.	Empuñadura
	33.	Líneas de luz
	34.	Conjunto de formación de imágenes
	36.	Interruptor de modo
	38.	Divisor del haz de polarización
15	40.	Extensión de sonda
	42, 42a, 42c, 42d.	Polarizador
	44.	Analizador
	46.	Filtro de paso banda
20	56.	Filtro espacial de paso largo
	58.	Filtro de color
	65.	Divisor del haz de polarización
	66, 66a, 66b, 66c.	Lente
	67.	Divisor del haz
	68, 68 bis, 68 ter, 68c.	Sensor
25	69.	Sensor
	69r, 69g, 69b.	Regiones de sensor
	70, 72, 73, 76, 78, 80, 82, 84, 86, 88, 90.	Etapas de procedimiento
	100.	Sonda de formación de imágenes
	140.	Procesador de lógica de control
30	142.	Pantalla
	150.	Aparato de formación de imágenes
	A, B, C, D, E.	Puntos de iluminación
	O.	Eje óptico

REIVINDICACIONES

1. Un aparato para obtener imágenes de un diente, que comprende:
- a) al menos un sensor (68, 69) de imagen dispuesto a lo largo de un eje óptico y que tiene componentes ópticos de soporte, tanto para la formación de imágenes de diagnóstico como de cosmética;
 - 5 b) al menos un aparato (12a) de iluminación de banda ancha para la formación de imágenes de reflectancia polarizada;
 - c) un aparato (12b) de iluminación ultravioleta de banda estrecha para la formación de imágenes de fluorescencia;
 - 10 d) un aparato (12c) de iluminación de banda de IR cercano para la formación de imágenes de translucidez polarizada;
 - e) uno de entre un aparato (12d) de iluminación de banda azul o UV para la formación de imágenes de textura polarizada, siendo la polarización ortogonal a la polarización del aparato (12a) de iluminación de banda ancha y del aparato (12c) de iluminación de banda de IR cercano;
 - 15 f) uno o más elementos (38, 42, 65) de polarización dispuestos a lo largo del eje óptico para eliminar la reflexión especular;
 - e) un filtro (56) dispuesto a lo largo del eje óptico para bloquear la luz ultravioleta de banda estrecha; y
 - f) un interruptor (36) para seleccionar uno de los modos de operación de la formación de imágenes de diagnóstico que usa la formación de imágenes de reflectancia y de fluorescencia y la formación de imágenes de cosmética que usa la formación de imágenes de reflectancia, la formación de imágenes de translucidez y la
 - 20 formación de imágenes de textura.
2. El aparato de la reivindicación 1, en el que la formación de imágenes de cosmética usa además la transmisión de luz a través del diente.
3. El aparato de la reivindicación 1, que comprende además un accesorio (30) para iluminar la superficie oclusal o lingual para obtener una imagen a partir de la luz transmitida.
- 25 4. El aparato de la reivindicación 1, en el que el aparato (12a) de iluminación de banda ancha comprende al menos una fuente (21) de luz en el espectro de 400 nm a 700 nm.
5. El aparato de la reivindicación 1, en el que el aparato (12a) de iluminación de banda ancha comprende además uno o más elementos (14, 22) de conformación del haz.
- 30 6. El aparato de la reivindicación 1, en el que el aparato (12b) de iluminación ultravioleta de banda estrecha comprende al menos una fuente (21) de luz ultravioleta de banda estrecha en el intervalo espectral de 375 nm a 425 nm.
7. El aparato de la reivindicación 1, en el que el aparato (12b) de iluminación ultravioleta de banda estrecha comprende además un filtro (46) de paso banda para limpiar el espectro de la fuente (21) de luz ultravioleta de banda estrecha.
- 35 8. El aparato de la reivindicación 1, en el que el elemento de polarización es un divisor (65) del haz de polarización.
9. El aparato de la reivindicación 1, en el que el elemento de polarización es un polarizador de placa.
10. El aparato de la reivindicación 1, en el que hay dos sensores (68a, 68b) de imagen, que comprende además un divisor (65) del haz de polarización para separar la luz con diferentes estados de polarización para los dos sensores (68a, 68b).
- 40 11. El aparato de la reivindicación 1, en el que hay dos sensores de imagen, que comprende además al menos un espejo (18) dicróico para separar la luz con diferentes intervalos espectrales para al menos los dos sensores.

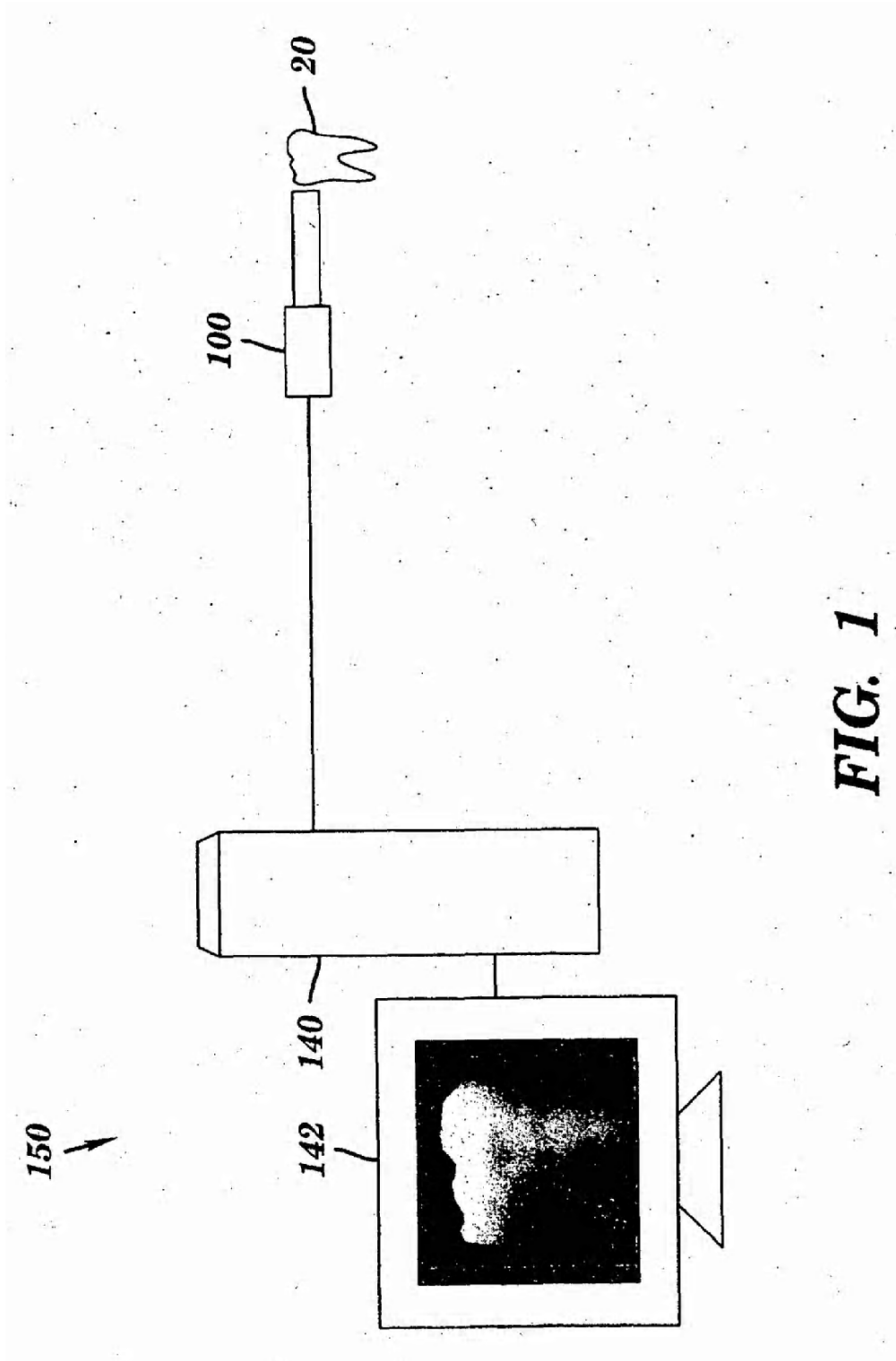


FIG. 1

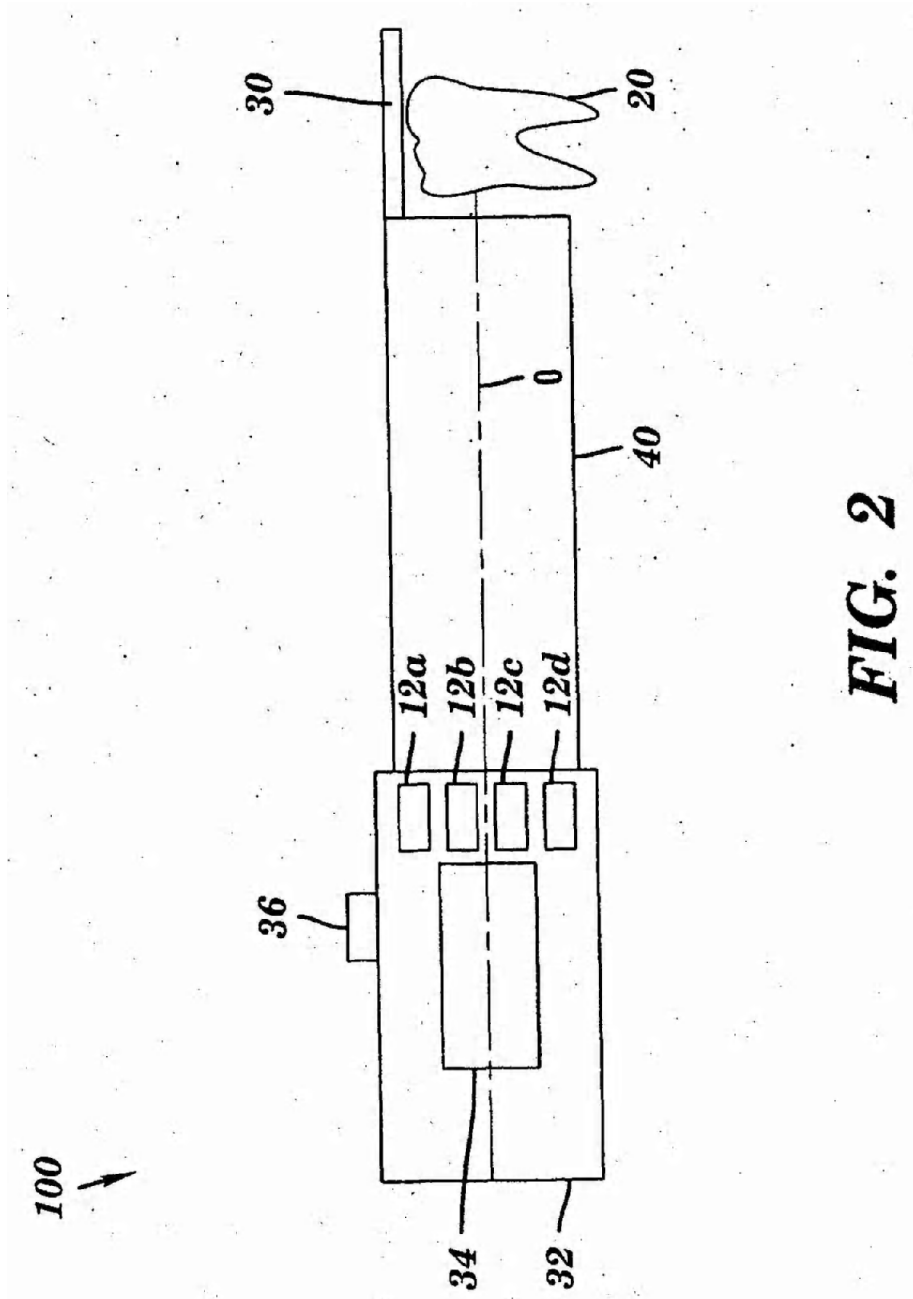


FIG. 2

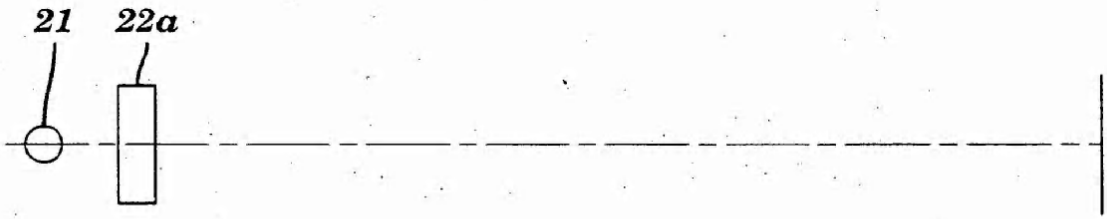


FIG. 3a

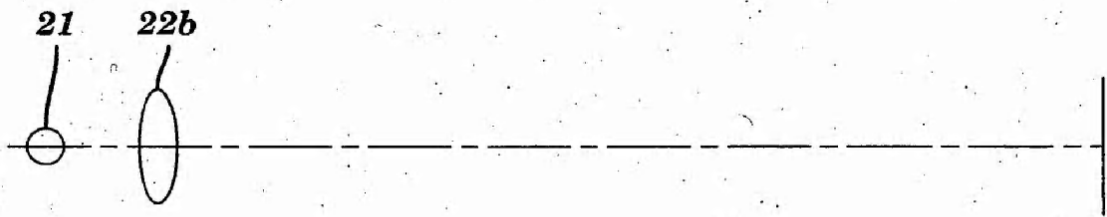


FIG. 3b

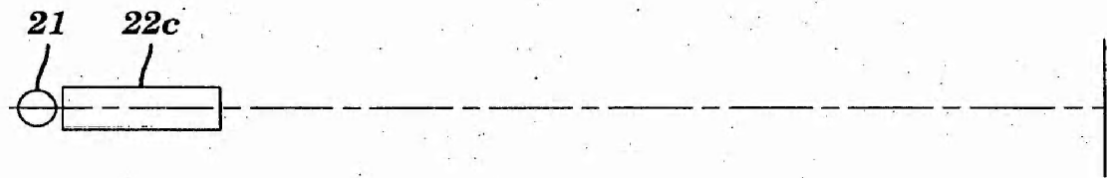


FIG. 3c

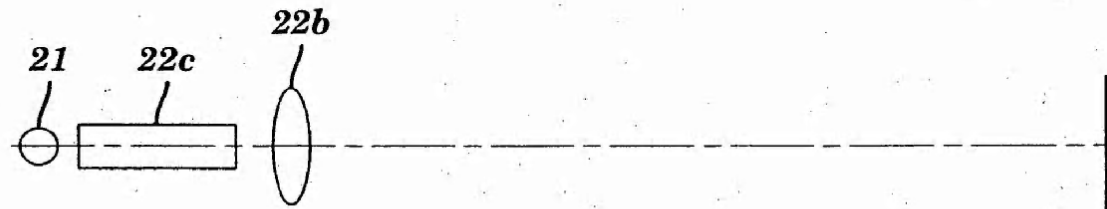
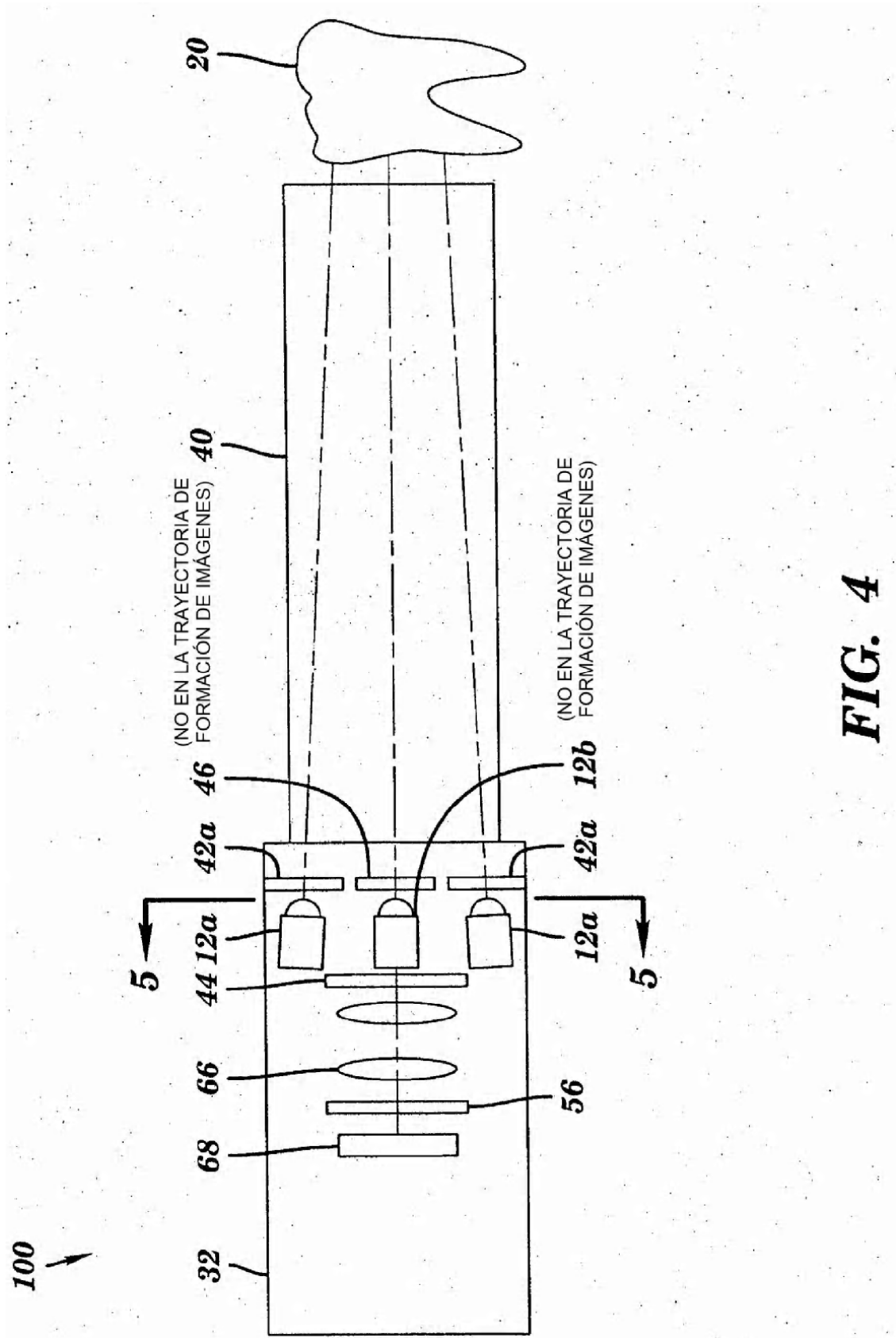


FIG. 3d



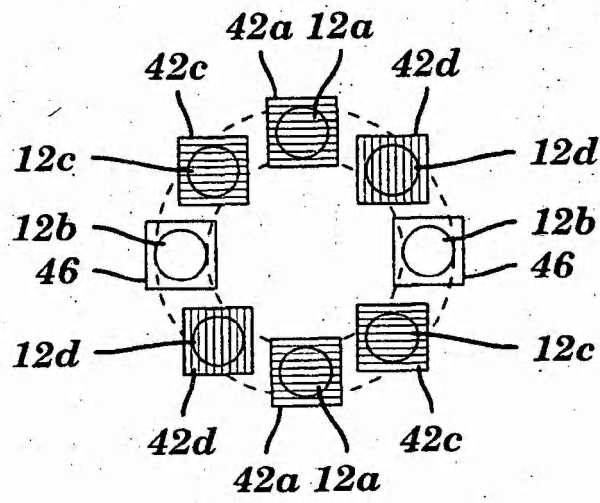


FIG. 5

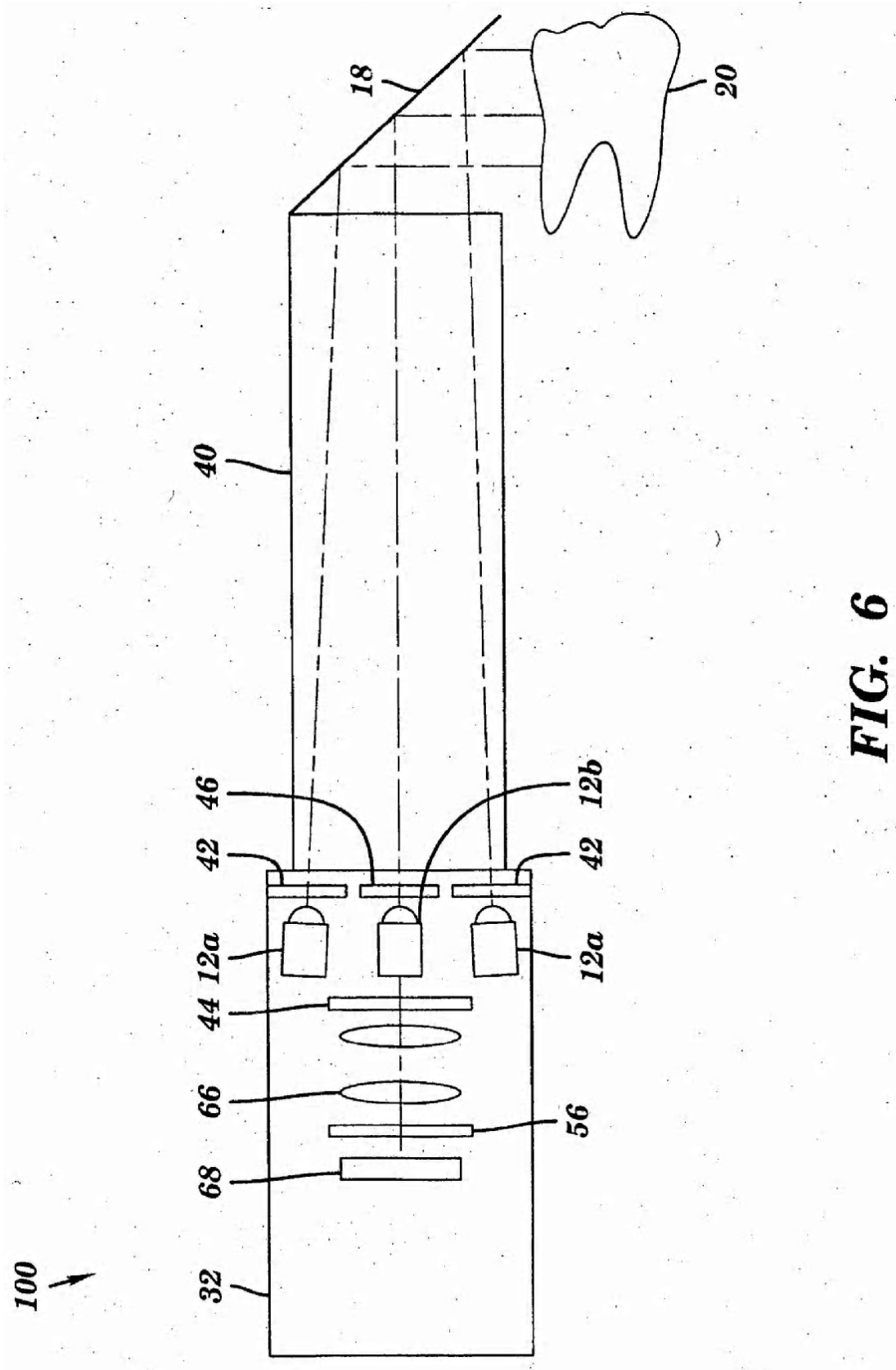
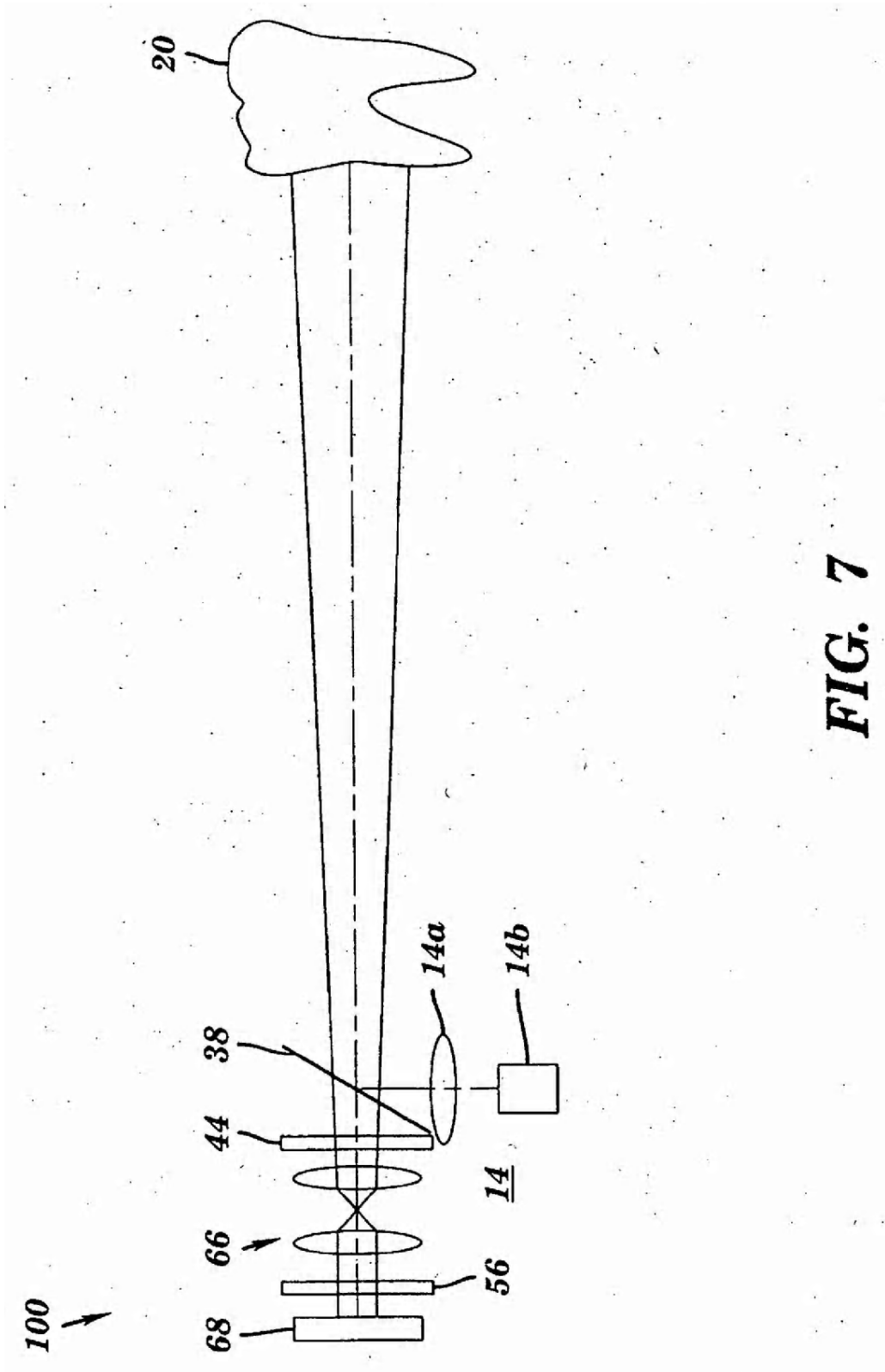


FIG. 6



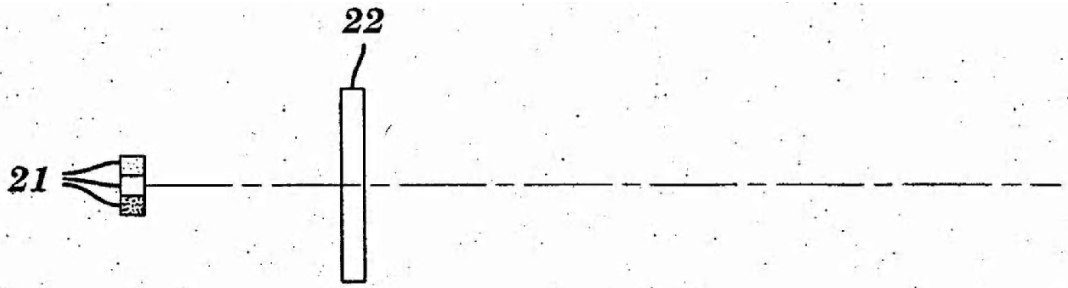


FIG. 8a

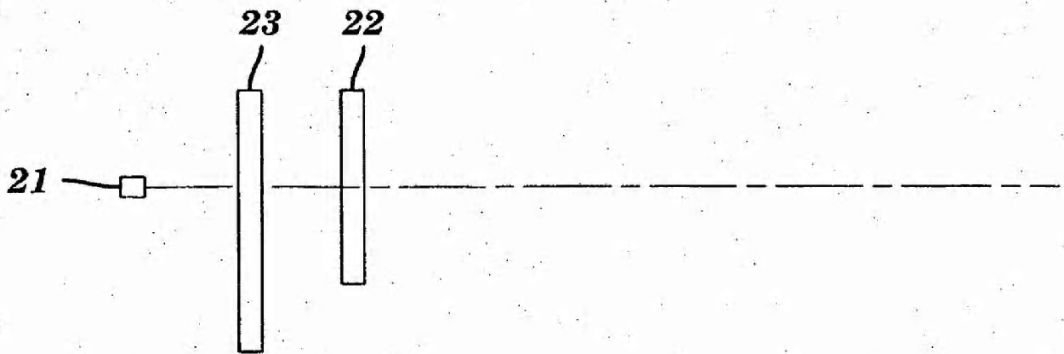


FIG. 8b

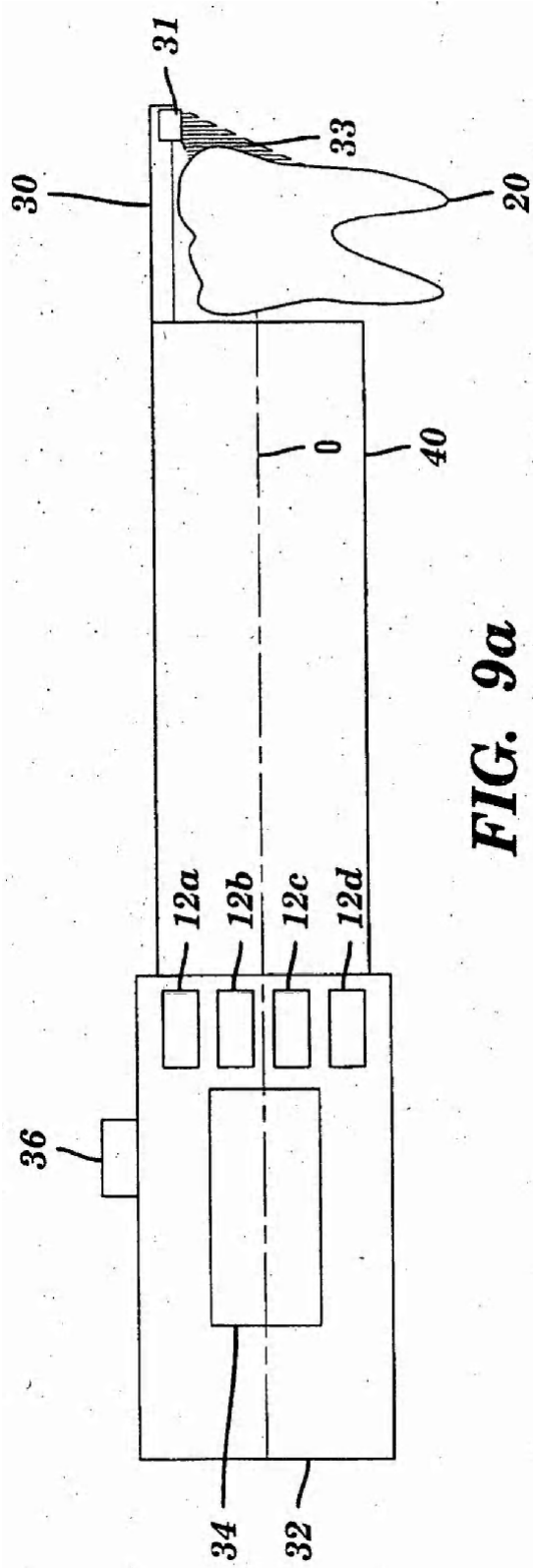


FIG. 9a

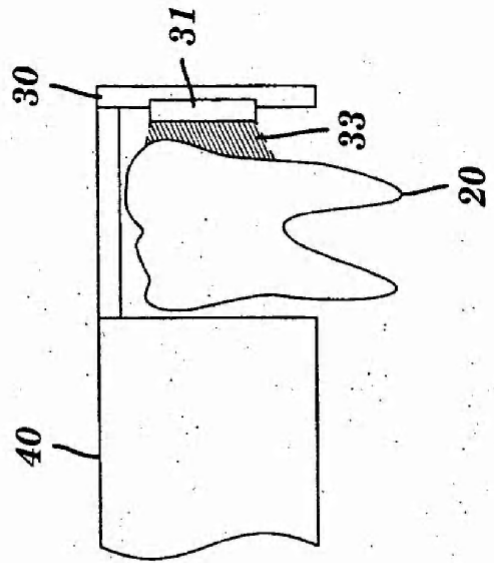
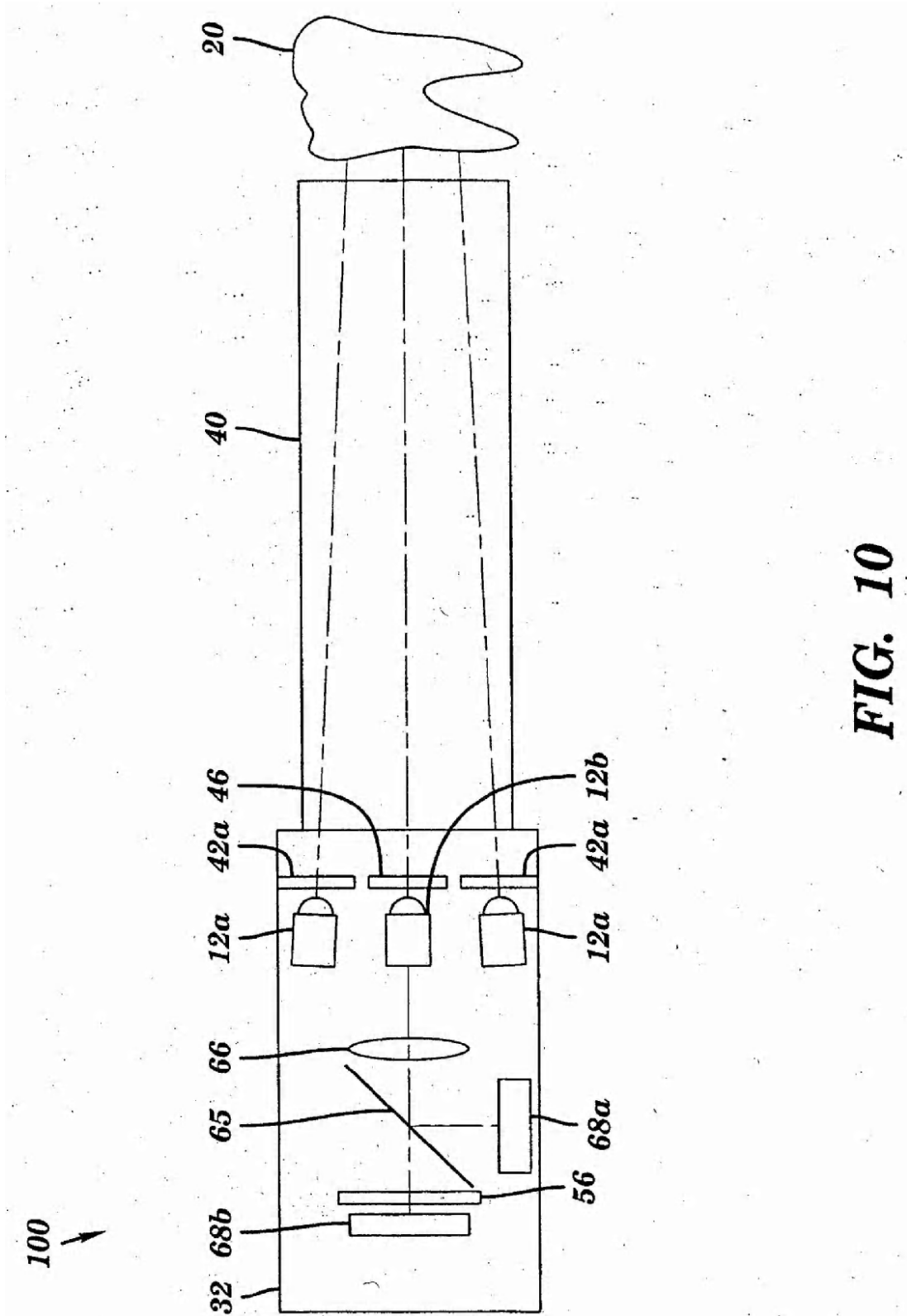
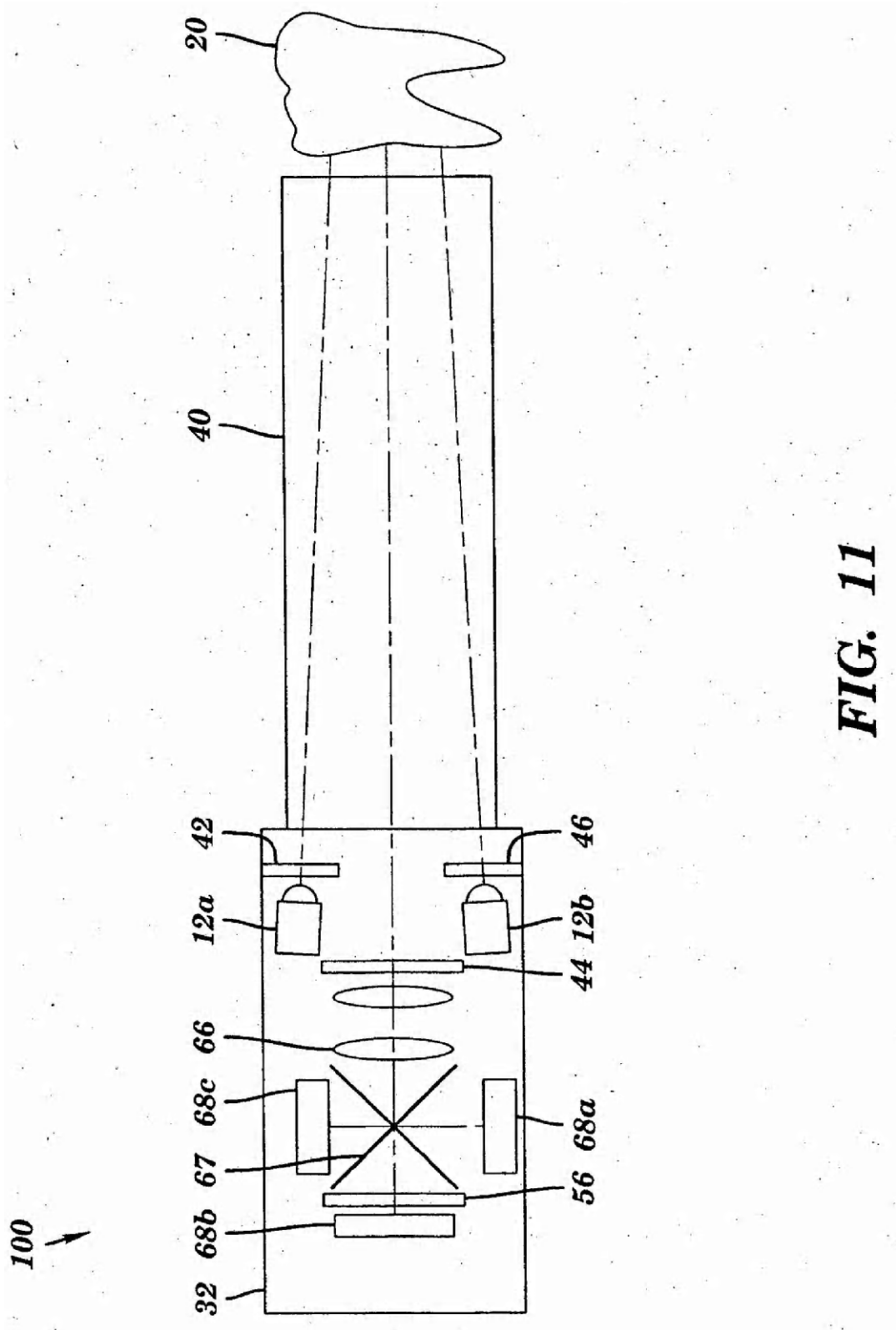
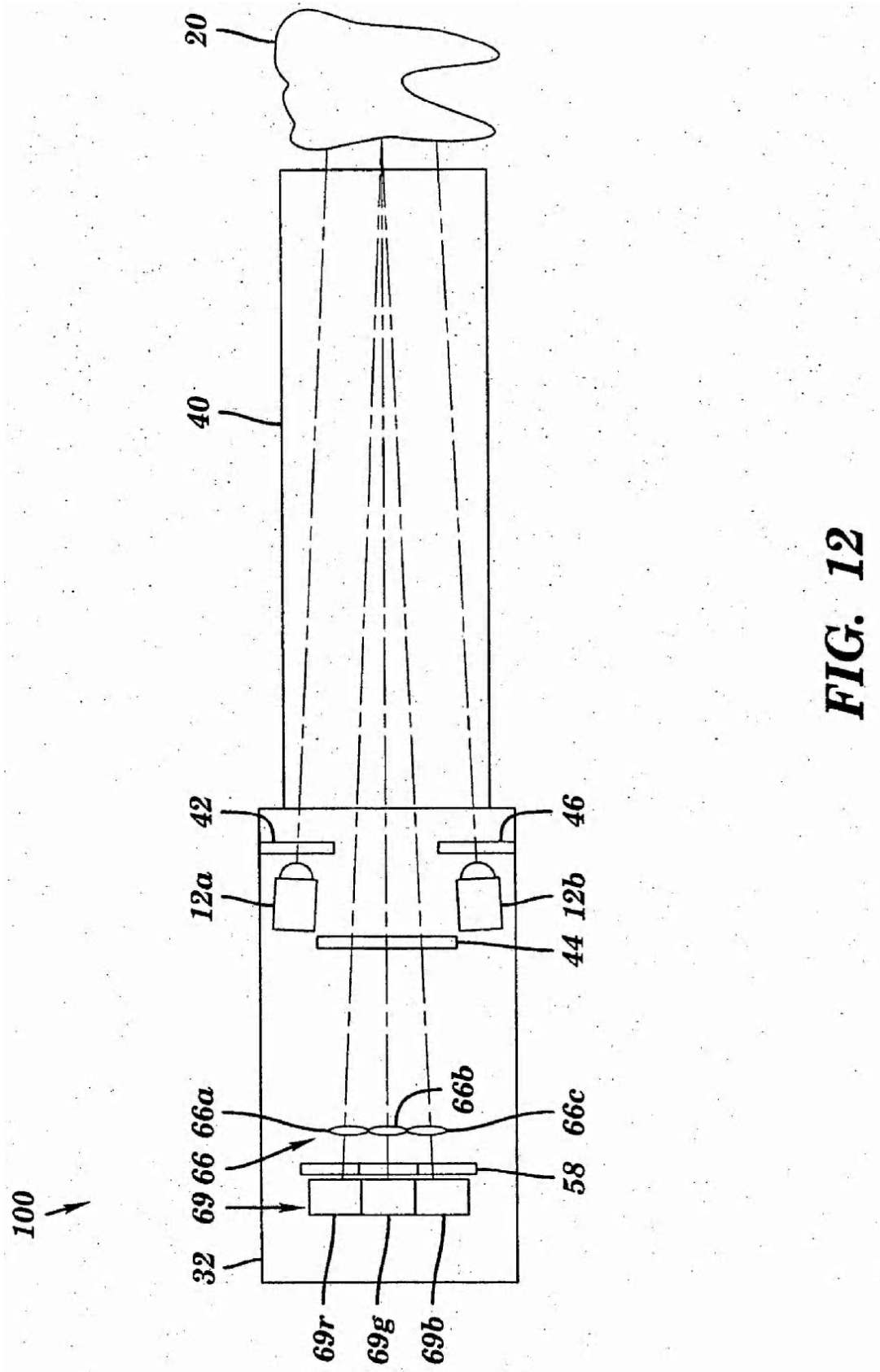
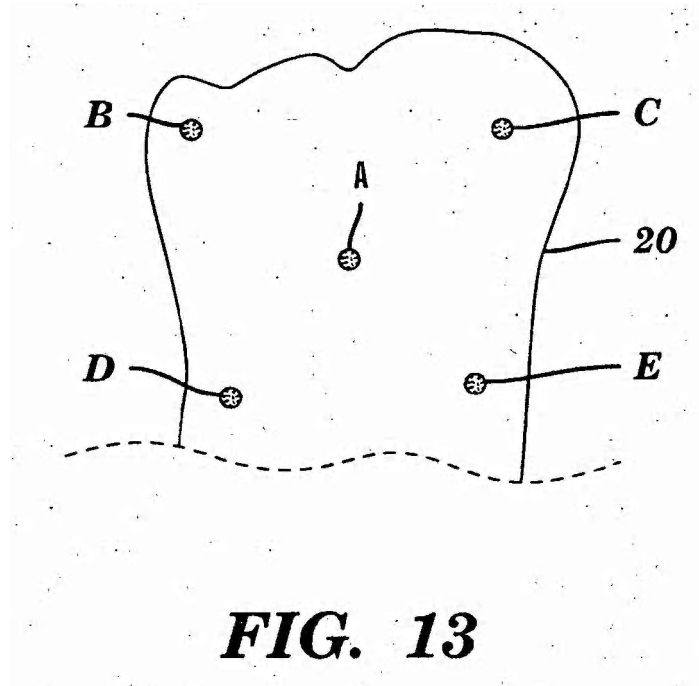


FIG. 9b









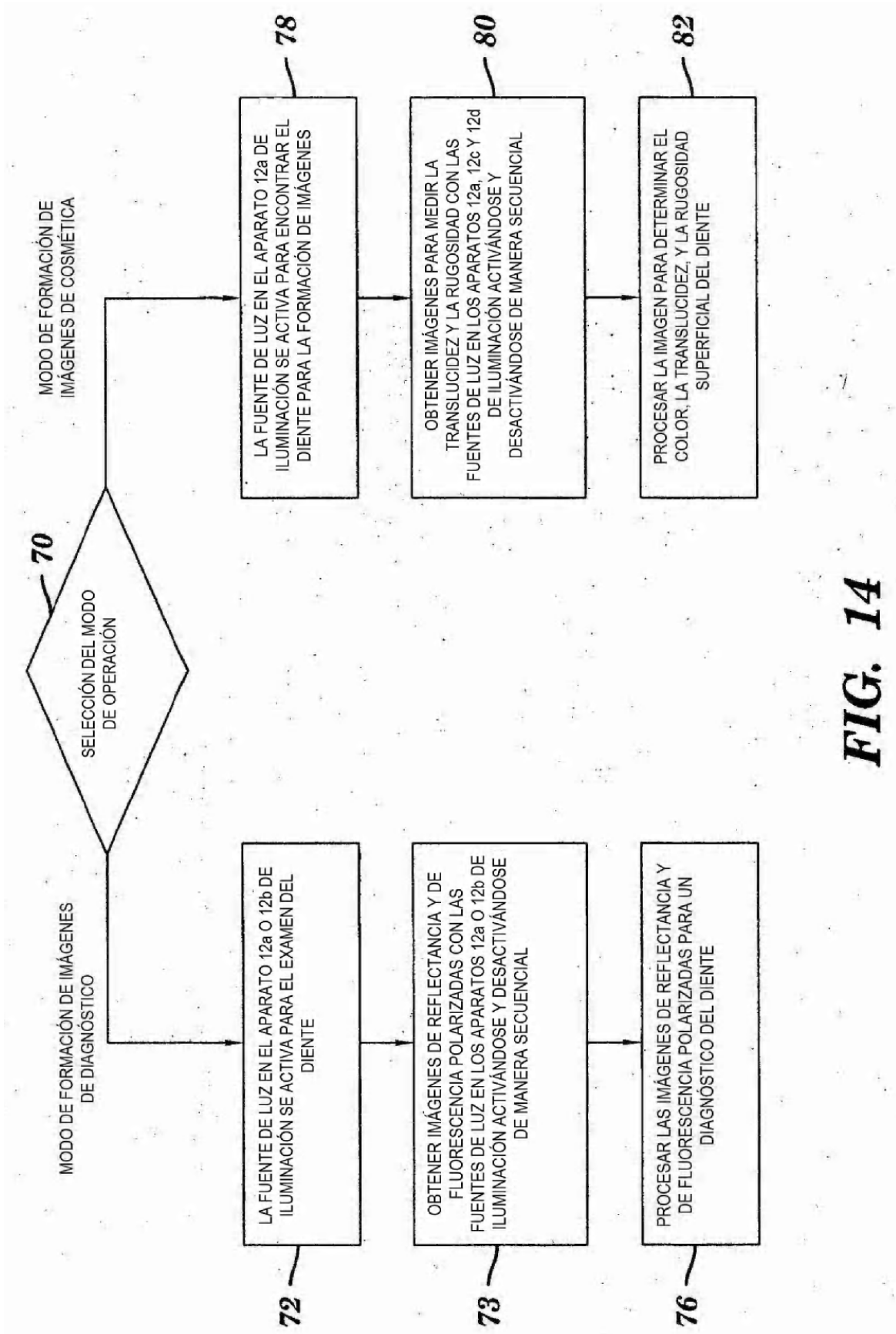


FIG. 14

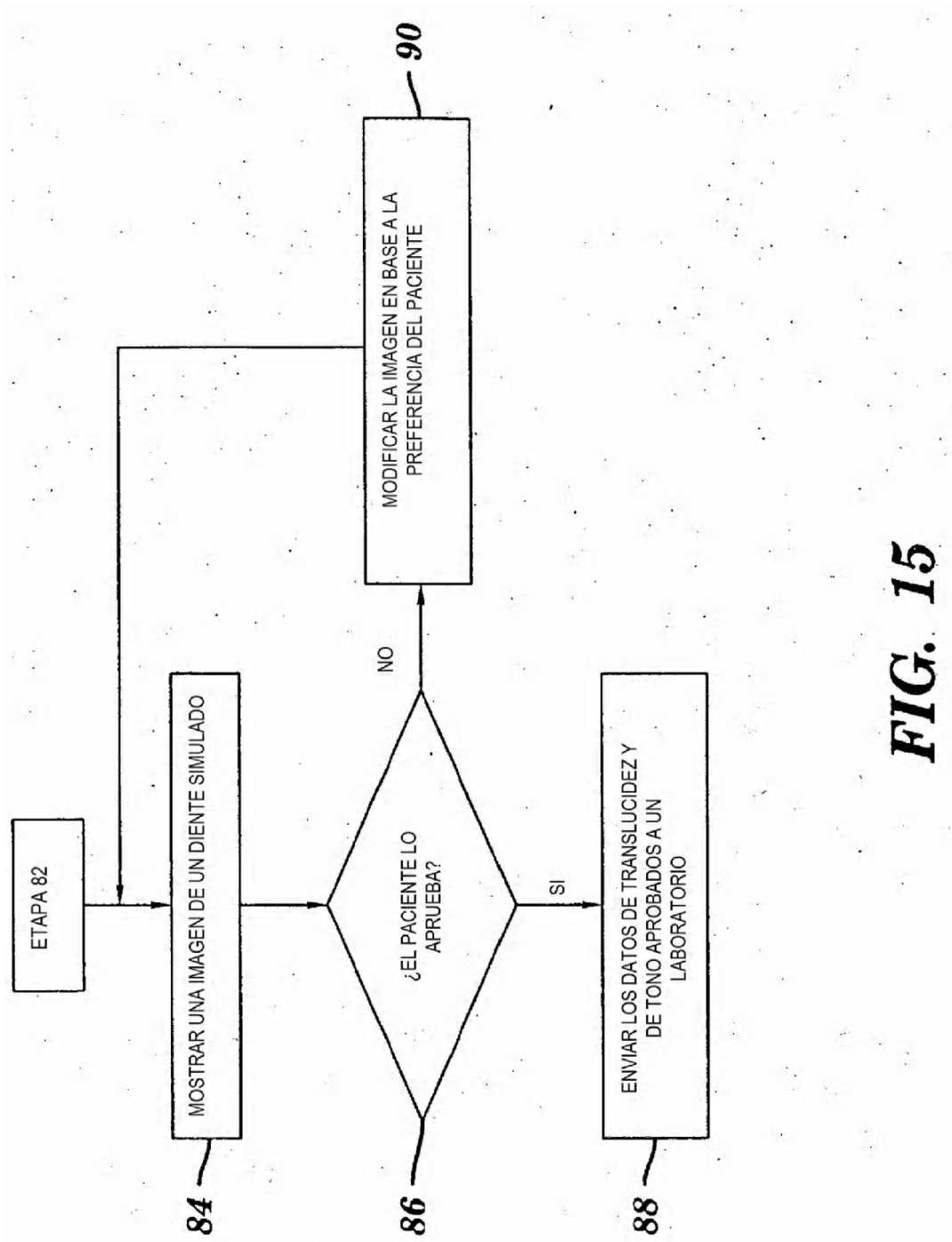


FIG. 15

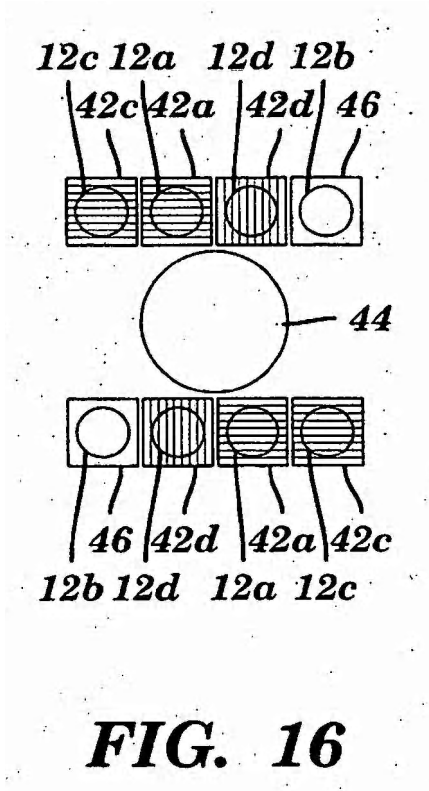


FIG. 16