

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 608 406**

51 Int. Cl.:

A61B 5/00

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **27.08.2007 PCT/US2007/018800**

87 Fecha y número de publicación internacional: **06.03.2008 WO08027323**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.08.2007 E 07837356 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.10.2016 EP 2056712**

54 Título: **Procedimiento de detección de caries**

30 Prioridad:

31.08.2006 US 468883

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

10.04.2017

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**WONG, VICTOR C. y
LIANG, RONGGUANG**

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 608 406 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

Procedimiento de detección de caries

Campo de la invención

5 La presente invención versa, en general, sobre un procedimiento y un aparato para la formación de imágenes dentales y, más en particular, sobre un procedimiento mejorado para la detección precoz de caries usando fluorescencia y la dispersión de la luz.

Antecedentes de la invención

10 A pesar de las mejoras en la detección, tratamiento y técnicas de prevención, las caries dentales siguen siendo una afección dominante de forma generalizada que afecta a personas de todos los grupos de edad. Si no son tratadas debida y prontamente, las caries pueden conducir a un daño permanente del diente e incluso a la pérdida de dientes.

15 Los procedimientos tradicionales para la detección de caries incluyen el examen visual y el sondeo táctil con un dispositivo afilado de exploración dental, a menudo asistido por la formación de imágenes radiográficas (rayos X). La detección usando estos procedimientos puede ser un tanto subjetiva, variando en precisión debido a muchos factores, incluyendo la experiencia del dentista, la ubicación del sitio infectado, el grado de infección, las condiciones de visualización, la precisión y el procesamiento del equipo de rayos X y otros factores. También hay riesgos asociados con las técnicas de detección convencionales, incluyendo el riesgo de dañar dientes debilitados y de extender la infección con procedimientos táctiles, así como la exposición a la radiación de los rayos X. En el momento en que las caries resultan evidentes con un examen visual y táctil, la enfermedad se encuentra generalmente en una fase avanzada que requiere un empaste y, si no se la trata a tiempo, posiblemente lleve a la pérdida del diente.

25 En respuesta a la necesidad de procedimientos mejorados de detección de caries, ha habido considerable interés en técnicas mejoradas de formación de imágenes que no empleen rayos X. Un procedimiento que se ha comercializado emplea fluorescencia, causada cuando los dientes son iluminados con luz azul de gran intensidad. Esta técnica, denominada fluorescencia cuantitativa fotoinducida (QLF), opera según el principio de que el esmalte dental sano y robusto produce una mayor intensidad de fluorescencia bajo excitación de algunas longitudes de onda que el esmalte desmineralizado que ha sido dañado por una infección de caries. Entonces, la intensa correlación entre pérdida de minerales y pérdida de fluorescencia por la excitación de la luz azul es usada para evaluar áreas de caries del diente. Se ha encontrado una relación diferente para la excitación con luz roja, región del espectro que las bacterias y subproductos bacterianos en las regiones de caries absorben y en la que fluorescen de forma más pronunciada que las áreas sanas.

30 Entre las soluciones propuestas para la detección óptica de las caries se encuentran las siguientes:

35 La patente estadounidense nº 4.515.476 (Ingmar) da a conocer el uso de un láser para proporcionar energía de excitación que genera fluorescencia a alguna otra longitud para localizar áreas de caries.

La patente estadounidense nº 6.231.338 (de Josselin de Jong et al.) da a conocer un aparato de formación de imágenes para identificar caries dentales usando detección por fluorescencia.

40 La publicación de solicitud de patente estadounidense nº 2004/0240716 (de Josselin de Jong et al.) da a conocer procedimientos para un análisis mejorado de imágenes para las imágenes obtenidas de tejido fluorescente.

La patente estadounidense nº 4.479.499 (Alfano) describe un procedimiento para el uso de transiluminación para detectar caries basado en las propiedades de translucidez de la estructura dental.

45 Entre los productos comercializados para la formación de imágenes dentales usando el comportamiento de la fluorescencia se encuentra el QLF Clinical System, de Inspektor Research Systems BV, Ámsterdam, Holanda. Usando un planteamiento diferente, el Diagnodent Laser Caries Detection Aid, de KaVo Dental Corporation, Lake Zurich, Illinois, detecta la actividad de la caries monitorizando la intensidad de la fluorescencia de subproductos bacterianos bajo la iluminación de la luz roja.

50 La publicación de solicitud de patente estadounidense nº 2004/0202356 (Stookey et al.) describe el procesamiento matemático de cambios espectrales de la fluorescencia para detectar caries en fases diferentes con precisión mejorada. Reconociendo la dificultad de la detección precoz cuando se usan mediciones espectrales de la fluorescencia, la divulgación nº 2004/0202356 de Stookey et al. describe planteamientos para mejorar los valores espectrales obtenidos, efectuando una transformación de los datos espectrales que está adaptada a la respuesta espectral de la cámara que obtiene la imagen fluorescente.

55 Aunque los procedimientos y el aparato dados a conocer resultan prometedores de cara a proporcionar procedimientos no invasivos no ionizantes de formación de imágenes para la detección de caries, sigue habiendo margen de mejora. Un inconveniente reconocido de las técnicas existentes que emplean formación de imágenes por

fluorescencia tiene que apreciar con el contraste de las imágenes. La imagen proporcionada mediante técnicas de generación de fluorescencia, tal como QLF, puede resultar difícil de evaluar, debido al contraste relativamente deficiente entre las áreas sanas y las infectadas. Según se hace notar en la divulgación nº 2004/0202356 de Stookey et al., los cambios espectrales y de intensidad para las caries incipientes pueden ser muy ligeros, lo que hace difícil diferenciar irregularidades superficiales dentarias no enfermas con respecto a caries incipientes.

En general, se admite francamente que, con las técnicas de fluorescencia, el contraste de las imágenes que se obtiene corresponde a la gravedad de la afección. La identificación precisa de caries usando estas técnicas requiere a menudo que la afección se encuentre en una fase más avanzada, más allá de caries incipientes o tempranas, porque la diferencia en fluorescencia entre estructura dental cariada y sana es muy pequeña para las caries en una fase temprana. En tales casos, la precisión de la detección usando técnicas de fluorescencia puede no mostrar una mejora marcada con respecto a los procedimientos convencionales. Debido a esta deficiencia, el uso de los efectos de la fluorescencia parece tener algunos límites prácticos que impiden un diagnóstico preciso de las caries incipientes. En consecuencia, una situación de caries puede seguir sin detección hasta que sea más grave, que requiera, por ejemplo, un empaste.

La detección de caries en fases muy precoces es de particular interés para la odontología preventiva. Según se ha hecho notar previamente, las técnicas convencionales generalmente no llegan a detectar caries en una fase en la que la afección puede ser revertida. Como regla general, la caries incipiente es una lesión que no ha penetrado sustancialmente en el esmalte del diente. Cuando tal lesión de caries es identificada antes de que amenace la porción de dentina del diente, a menudo se puede lograr la remineralización, revirtiendo el daño incipiente y evitando la necesidad de un empaste. Sin embargo, una caries más avanzada se vuelve cada vez más difícil de tratar, siendo lo más frecuente que requiera algún tipo de empaste u otro tipo de intervención.

Para aprovechar las oportunidades de que técnicas dentales no invasivas prevengan la caries, es necesario que la caries sea detectada al principio. En muchos casos, como se reconoce en la divulgación nº 2004/0202356 de Stookey et al., se ha hallado que este nivel de detección es difícil de lograr usando técnicas existentes de formación de imágenes por fluorescencia, tales como QLF. En consecuencia, las caries precoces pueden seguir sin ser detectadas, de modo que en el momento en que se obtiene una detección positiva, puede haberse perdido la ocasión de una reversión usando medidas preventivas de bajo coste.

Además, se hace referencia al documento FR 2 856 546 A, que describe un procedimiento de adquisición y procesamiento de imágenes de un diente. El procedimiento consiste en: iluminar el diente con luz ultravioleta; usar un medio de vídeo para tomar imágenes de la porción iluminada del diente; medir en cada punto de dichas imágenes la intensidad espectral de la luminiscencia emitida por el diente en dos bandas de longitudes de onda, respectivamente, de alta energía y de baja energía; tomar la proporción de dichas mediciones en cada punto de la imagen del artículo; y comparar dichas proporciones con un valor predeterminado. El procedimiento, además, consiste en: tomar al menos una imagen de vídeo en color de dicha porción del artículo iluminado con luz ambiental; tomar al menos una imagen de vídeo en color de la luminiscencia producida por dicha porción del artículo en respuesta a ser iluminado con luz ultravioleta; restar la imagen de vídeo con luz ambiental de la imagen de vídeo de la luminiscencia en cada punto de la imagen de luminiscencia para obtener una imagen pura; extraer los componentes espectrales de la imagen pura en dichas bandas de longitudes de onda de alta energía y baja energía; y tomar las proporciones de dichos componentes en cada punto de la imagen y comparar dichas proporciones con un valor predeterminado.

Así, se puede ver que existe la necesidad de un procedimiento no invasivo no ionizante de formación de imágenes para la detección de caries que ofrezca una precisión mejorada para la detección de caries, particularmente en sus primeras etapas.

Sumario de la invención

Según la presente invención, se proporciona un procedimiento definido en la reivindicación 1. En las reivindicaciones dependientes se reivindican realizaciones preferentes de la invención. En particular, la presente invención proporciona un procedimiento para formar una imagen mejorada de un diente que comprende:

a) obtener datos de la imagen de fluorescencia del diente mediante:

- i) dirigiendo luz incidente hacia el diente;
- ii) detectando la emisión fluorescente proveniente del diente;
- iii) almacenando un valor de los datos de la imagen de fluorescencia para cada posición de píxel en la imagen de fluorescencia;

b) obtener datos de la imagen de reflectancia del diente mediante:

- i) dirigiendo luz incidente hacia el diente;
- ii) detectando la luz de la reflectancia retrodispersada desde el diente;

- iii) almacenando un valor de los datos de la imagen de reflectancia para cada posición de píxel en la imagen de reflectancia;
- c) combinar cada píxel de los datos de la imagen de fluorescencia con su correspondiente píxel de los datos de la imagen de reflectancia mediante:
 - 5 i) restando un desplazamiento con respecto al valor de los datos de la imagen de reflectancia para generar valor desplazado de los datos de la imagen de reflectancia, en el que el desplazamiento se aproxima a la diferencia en intensidad entre la distribución de los datos de la imagen de fluorescencia y la distribución de los datos de la imagen de reflectancia;
 - 10 ii) calculando, después de restar el desplazamiento, un valor de los datos de imagen mejorada según la diferencia entre el valor de los datos de la imagen de fluorescencia y el valor desplazado de los datos de la imagen de reflectancia; por lo cual la imagen mejorada se forma a partir de un conjunto resultante de píxeles de los valores de los datos de la imagen mejorada.

Es una característica de la presente invención que utiliza datos de imagen tanto de fluorescencia como de reflectancia para la formación de imágenes dentales.

- 15 Es una ventaja de la presente invención que ofrece una mejora con respecto a técnicas existentes de formación de imágenes por fluorescencia, útil para la detección de caries en sus fases incipientes.

Estos y otros objetos, características y ventajas de la presente invención se harán obvios para los expertos en la técnica tras una lectura de la siguiente descripción detallada cuando se realice junto con un estudio de los dibujos, en los que se muestra y se describe una realización ilustrativa de la invención.

20 **Breve descripción de los dibujos**

Aunque la memoria concluye con reivindicaciones que señalan en particular y reivindican claramente la materia objeto de la presente invención, se cree que la invención será mejor entendida con la siguiente descripción tomada junto con un estudio de los dibujos adjuntos, en los que:

- 25 la Figura 1 es un diagrama esquemático de bloques de un aparato de formación de imágenes para la detección de caries según una realización;
- la Figura 2 es un diagrama esquemático de bloques de un aparato de formación de imágenes para la detección de caries según una realización alternativa;
- la Figura 3 es un diagrama esquemático de bloques de un aparato de formación de imágenes para la detección de caries según una realización alternativa;
- 30 la Figura 4A es un diagrama esquemático de bloques de un aparato de formación de imágenes para la detección de caries según una realización alternativa usando luz polarizada;
- la Figura 4B es un diagrama esquemático de bloques de un aparato de formación de imágenes para la detección de caries según una realización alternativa usando un divisor de haz polarizante para proporcionar luz polarizada y minimizar la reflexión especular;
- 35 la Figura 5 es una vista que muestra el procedimiento de combinación de datos de imágenes dentales para generar una imagen de fluorescencia con mejora por reflectancia según la presente invención;
- la Figura 6 es una vista compuesta que muestra la mejora de contraste de la presente invención en una comparación lado a lado con procedimientos convencionales visuales y de fluorescencia;
- 40 la Figura 7 es un diagrama de bloques que muestra una secuencia de procesamiento de imágenes para generar una imagen umbral mejorada según una realización;
- la Figura 8 es un diagrama esquemático de bloques de un aparato de formación de imágenes para la detección de caries según una realización alternativa usando múltiples fuentes luminosas;
- la Figura 9 es una vista en planta que compara resultados de procedimientos de multiplicación escalar e iluminancia asimétrica de la presente invención;
- 45 la Figura 10 muestra gráficas para una correlación de píxeles de entrada/salida con valores de código sin ninguna modificación de imagen y para la correlación de píxeles con la aplicación de un desplazamiento según se usa en una realización;
- la Figura 11 es una vista en planta que compara los resultados de procedimientos de multiplicación escalar y de cambio a la baja de la presente invención; y
- 50 la Figura 12 es una vista en planta que muestra una representación gráfica ejemplar con luz blanca e imágenes mejoradas presentadas para un diente según una realización.

Descripción detallada de la invención

- La presente descripción está dirigida en particular a elementos que forman parte de un aparato según la invención o que cooperan más directamente con él. Ha de entenderse que los elementos no específicamente mostrados o descritos pueden adoptar diversas formas muy conocidas para los expertos en la técnica.

Según se hizo notar en la anterior sección de antecedentes, es sabido que la fluorescencia puede ser usada para detectar caries dentales usando una cualquiera de dos respuestas características: En primer lugar, la excitación por una fuente luminosa azul hace que el tejido dental sano flurezca en el espectro verde. En segundo lugar, la excitación por una fuente luminosa roja puede hacer que los subproductos bacterianos, tales como los que indican caries, flurezcan en el espectro rojo.

Para entender cómo se usa la luz en la presente invención, es importante dar una definición más precisa a los términos "reflectancia" y "retrodispersión", ya que son usados en aplicaciones biomédicas en general y, más en particular, en el procedimiento y el aparato de la presente invención. En la terminología óptica más amplia, reflectancia generalmente denota la suma total tanto de la reflectancia especular como de la reflectancia dispersada. (La reflexión especular es aquel componente de la luz de excitación que es reflejado por la superficie del diente con el mismo ángulo que el ángulo incidente). Sin embargo, en muchas aplicaciones biomédicas, como en la aplicación dental de la presente invención, el componente especular de la reflectancia no tiene ningún interés y, generalmente, es perjudicial para obtener una imagen o una medición de una muestra. El componente de la reflectancia que resulta de interés para la presente aplicación proviene únicamente de luz retrodispersada. La reflectancia especular debe ser bloqueada o eliminada de otro modo de la trayectoria de formación de imágenes. Teniendo en cuenta esta distinción, en la presente solicitud se usa la expresión "reflectancia retrodispersada" para denotar el componente de la reflectancia que resulta de interés. La "reflectancia retrodispersada" se define como aquel componente de la luz de excitación que es retrodispersada elásticamente en un amplio intervalo de ángulos por la estructura dentaria iluminada. Los datos de "imagen de reflectancia", según se usa esta expresión en la presente invención, se refieren a datos de imagen obtenidos únicamente de la reflectancia retrodispersada, dado que la reflectancia especular está bloqueada o mantenida en un mínimo. En la bibliografía científica, la reflectancia retrodispersada también puede ser denominada retrorreflectancia o simplemente retrodispersión. La reflectancia retrodispersada se encuentra en la misma longitud de onda que la luz de excitación.

Se ha mostrado que las propiedades de dispersión de la luz difieren entre las regiones dentales sanas y las de caries. En particular, la reflectancia de la luz procedente del área iluminada puede encontrarse a niveles mensurablemente diferentes para áreas normales en contraposición con las de caries. Este cambio en la reflectancia, tomado por sí solo, puede no ser suficientemente pronunciado para ser de valor diagnóstico cuando se lo considera por sí solo, dado que este efecto es muy ligero, aunque detectable. Para fases más avanzadas de las caries, por ejemplo, la reflectancia retrodispersada puede ser un indicador menos efectivo que en fases anteriores.

En las medidas convencionales de fluorescencia, tales como las obtenidas usando técnicas QLF, la propia reflectancia es un efecto que se evita en vez de utilizarlo. Suele emplearse un filtro para impedir que toda la luz de excitación alcance el dispositivo de detección. Por esta razón, el cambio ligero pero perceptible en la reflectancia retrodispersada derivada de la luz de excitación ha recibido poca atención para el diagnóstico de caries.

Sin embargo, los inventores han hallado que este cambio en la reflectancia retrodispersada puede ser usado en conjunto con los efectos fluorescentes para identificar más claramente y con mayor precisión una ubicación cariada. Además, los inventores han observado que el cambio en la actividad de dispersión de la luz, aunque puede ser detectado generalmente siempre que exista una afección de caries, es más pronunciado en las áreas de caries incipientes. Este cambio en la reflectancia retrodispersada es evidente en las fases iniciales de la caries, incluso cuando los efectos fluorescentes son mínimamente pronunciados.

La presente invención aprovecha el comportamiento observado de retrodispersión para las caries incipientes y usa este efecto, en combinación con efectos de fluorescencia descritos previamente en la sección de antecedentes, para proporcionar una capacidad mejorada para la formación de imágenes dentales para detectar caries. La técnica inventiva, denominada en lo sucesivo formación de imágenes por fluorescencia con mejora por reflectancia (FIRE), no solo contribuye a aumentar el contraste de las imágenes con respecto al de los planteamientos anteriores, sino que también hace posible detectar caries incipientes en fases en las que es probable que las medidas preventivas logren la remineralización, reparando el daño hecho por la infección de caries en una fase muy anterior a aquella en la que son necesarias medidas restauradoras más complejas. Ventajosamente, la detección FIRE puede tener precisión en una fase de la infección de caries anterior a la que se ha mostrado usando planteamientos existentes de fluorescencia que miden la fluorescencia sola.

Aparato de formación de imágenes

Con referencia a la Figura 1, se muestra un aparato 10 de formación de imágenes para la detección de caries usando el procedimiento FIRE en una realización. Una fuente luminosa 12 dirige una luz incidente, a un intervalo de longitudes de onda azules o a otro intervalo adecuado de longitudes de onda, hacia el diente 20 atravesando una lente opcional 14 u otro componente acondicionador de haces de luz. El diente 20 puede ser iluminado en una superficie proximal (según se muestra) o en una superficie oclusal (no mostrada). A continuación, dos componentes de la luz son detectados por una cámara monocroma 30 a través de una lente 22: un componente de luz retrodispersada que tiene la misma longitud de onda que la luz incidente y tiene una reflectancia mensurable; y una luz fluorescente que ha sido excitada debido a la luz incidente. Para la formación de imágenes FIRE, reflexión especular causa falsos positivos y es poco deseable. Para minimizar la captura de reflexión especular, la cámara 30

es situada a un ángulo adecuado con respecto a la fuente luminosa 12. Esto permite la formación de imágenes con la luz retrodispersada sin la influencia desconcertante de un componente reflejado especularmente.

En la realización de la Figura 1, la cámara monocroma 30 tiene filtros 26 y 28 de color. Uno de los filtros 26 y 28 de color es usado durante la formación de imágenes por reflectancia, el otro es usado durante la formación de imágenes por fluorescencia. Un aparato 38 de procesamiento obtiene y procesa los datos de formación de imágenes por reflectancia y fluorescencia y forma una imagen FIRE 60. La imagen FIRE 60 es una imagen diagnóstica mejorada que puede ser impresa o que puede aparecer en un dispositivo 40 de visualización. Los datos de la imagen FIRE 60 también pueden ser transmitidos a una memoria o ser transmitidos a otro sitio para su visualización.

Con referencia a la Figura 2, se muestra una realización alternativa usando una cámara 32 en color. Con esta disposición, generalmente no serían necesarios filtros auxiliares, dado que la cámara 32 en color sería capaz de obtener las imágenes de reflectancia y de fluorescencia a partir de las separaciones de color (también denominadas planos de color) de la imagen a todo color del diente 20.

La fuente luminosa 12 está normalmente centrada en torno a una longitud de onda azul, tal como en torno a 405 nm en una realización. En la práctica, la fuente luminosa 12 podría emitir una luz que oscilara en longitud de onda entre un intervalo superior ultravioleta y un azul más intenso, entre aproximadamente 300 y 500 nm. La fuente luminosa 12 puede ser un láser, o podría ser fabricada usando uno o más diodos emisores de luz (LED). Alternativamente, podría usarse una fuente de banda ancha, tal como una lámpara de xenón, que tenga un filtro auxiliar de apoyo para dejar pasar las longitudes de onda deseadas. La lente 14 u otro elemento óptico pueden servir para acondicionar la luz incidente, tal como controlando la uniformidad y el tamaño del área de iluminación. Por ejemplo, podría usarse un difusor 13, mostrado como una línea de puntos en la Figura 2, antes o después de la lente 14 para difuminar las manchas de calor de un haz LED. La trayectoria de la luz de iluminación podría incluir estructuras de guiado de la luz o distribución de la luz, tales como, por ejemplo, fibras ópticas o una guía líquida de luz (no mostrada). El nivel de luz es normalmente de algunos milivatios de intensidad, pero puede ser mayor o menor, dependiendo del acondicionamiento de la luz y de los componentes detectores usados.

Con referencia a la Figura 3, la disposición de iluminación podría dirigir alternativamente luz con una incidencia normal, doblada por medio de un divisor 34 de haz. La cámara 32 se dispondría entonces para obtener la luz para la formación de imágenes que es transmitida a través del divisor 34 de haz. Otras opciones de iluminación incluyen múltiples fuentes luminosas dirigidas al diente con incidencia angular desde uno o más lados. Alternativamente, la iluminación podría usar un anillo o una disposición de fuentes LED distribuidas en torno a un centro, tal como en una disposición circular, para proporcionar luz uniformemente desde múltiples ángulos. También se podría proporcionar iluminación a través de una fibra óptica o de un conjunto de fibras.

La óptica de formación de imágenes, representada como la lente 22 en las Figuras 1-3, podría incluir cualquier disposición adecuada de componentes ópticos, con configuraciones posibles que van de un componente de una única lente a una lente de múltiples elementos. La clara formación de imágenes de la superficie del diente, que no es plana, sino que puede tener áreas que están tanto suavemente contorneadas como dotadas de muchas crestas, requiere que la óptica de formación de imágenes tenga una profundidad de enfoque suficiente. Preferentemente, para una resolución óptima, la óptica de formación de imágenes proporciona un tamaño de imagen que llena sustancialmente el elemento sensor de la cámara. Para la lente 22 cuentan con ventaja las ópticas telecéntricas, que proporcionan una luz portadora de imágenes que no depende muchísimo del ángulo de los rayos.

La captura de la imagen la puede llevar a cabo ya sea una cámara monocroma 30 (Figura 1) o un cámara 32 en color (Figura 2). Normalmente, la cámara 30 o 32 emplea un sensor de imágenes CMOS o CCD. La versión monocroma emplearía normalmente un filtro espectral retraíble 26, 28 adecuado para la longitud de onda de interés. Para una fuente luminosa 12 que tuviera una longitud de onda azul, el filtro espectral 26 para capturar datos de la imagen de reflectancia transmitiría predominantemente luz azul. El filtro espectral 28 para capturar datos de la imagen de fluorescencia transmitiría luz a una longitud de onda diferente, tal como luz predominantemente verde. Preferentemente, los filtros espectrales 26 y 28 son puestos en su sitio automáticamente para permitir la captura de imágenes tanto de reflectancia como de fluorescencia en sucesión muy inmediata. Ambas imágenes son obtenidas desde la misma posición para permitir un alineamiento preciso de los datos de imagen.

El filtro espectral 28 se optimizaría con un pasabanda que capture los datos de fluorescencia en un intervalo de longitudes de onda adecuadas. El efecto fluorescente que se ha obtenido del diente 20 puede tener una distribución espectral ancha relativa en el intervalo visible, con luz emitida que está fuera del intervalo de longitudes de onda de la luz usada para la excitación. La emisión fluorescente está normalmente entre aproximadamente 450 nm y 650 nm, aunque generalmente tiene un máximo en la región verde, en líneas generales entre aproximadamente 500 nm y aproximadamente 600 nm. Así, generalmente se prefiere un filtro verde para el filtro espectral 28 para obtener esta imagen de fluorescencia en sus niveles de energía más altos. Sin embargo, en otras realizaciones también podrían usarse otros intervalos del espectro visible.

De manera similar, el filtro espectral 26 se optimizaría con un pasabanda que capture los datos de reflectancia en un intervalo de longitudes de onda que cubre al menos una porción significativa de la energía espectral de la fuente

luminosa 12 usada. Por razones expuestas previamente, generalmente se usa un filtro de luz azul para el filtro espectral 26 para obtener la imagen de reflectancia en su nivel de energía más alto.

Los controles de la cámara están ajustados adecuadamente para obtener cada tipo de imagen. Por ejemplo, cuando se captura la imagen de fluorescencia, es necesario realizar ajustes apropiados de la exposición en cuanto a ganancia, velocidad del obturador y apertura, dado que no es preciso que esta imagen sea intensa. Cuando se usa la cámara 32 en color (Figura 2), el filtrado de color lo llevan a cabo conjuntos de filtros de color en el sensor de imagen de la cámara. La imagen de reflectancia es capturada en el plano de color azul; simultáneamente, la imagen de fluorescencia es capturada en el plano de color verde. Es decir, una sola exposición captura las imágenes tanto de reflectancia retrodispersada como de fluorescencia.

El aparato 38 de procesamiento es normalmente una estación informática de trabajo, pero, en su aplicación más amplia, puede ser cualquier tipo de componente o sistema de procesamiento de lógica de control que sea capaz de obtener datos de imagen de la cámara 30 o 32 y de ejecutar algoritmos de procesamiento de imágenes con esos datos para generar los datos de la imagen FIRE 60. El aparato 38 de procesamiento puede ser local o puede estar conectado con componentes de detección de imágenes por medio de una interfaz de red.

Con referencia a la Figura 5, se muestra, de manera esquemática, cómo se forma la imagen FIRE 60 según la presente invención. Se obtienen dos imágenes del diente 20: una imagen 50 de fluorescencia verde y una imagen 52 de reflectancia azul. Según se ha hecho notar anteriormente, debe hacerse hincapié en que la luz de reflectancia usada para la imagen 52 de reflectancia y sus datos proceden de la reflectancia retrodispersada, manteniéndose la reflectancia especular bloqueada o tan baja como sea posible. En el ejemplo de la Figura 5, hay una región cariada 58, representada en vista translúcida en cada una de las imágenes 50, 52 y 60, que provoca una ligera disminución en la fluorescencia y un ligero aumento en la reflectancia. La región cariada 58 puede ser imperceptible o apenas perceptible ya sea en la imagen 50 de fluorescencia o en la imagen 52 de reflectancia, tomadas individualmente. El aparato 38 de procesamiento opera con los datos de imagen usando un algoritmo de procesamiento de imágenes, según se expone posteriormente para ambas imágenes 50 y 52 y proporciona la imagen FIRE 60 como resultado. Se destaca el contraste entre la región cariada 58 y la estructura dental sana para que afección de caries resulte más visible en la imagen FIRE 60.

La Figura 6 muestra la mejora de presente invención en contraste en una comparación lado a lado con una imagen visual 54 de luz blanca y procedimientos convencionales de fluorescencia. Para caries en una fase muy temprana, la región cariada 58 puede parecer indistinta de la estructura dental sana circundante en la imagen 54 de luz blanca, ya sea según percibe el ojo directamente o capta una cámara intraoral. En la imagen 52 de fluorescencia verde capturada por medio del procedimiento existente de fluorescencia, la región cariada 58 puede presentarse como una sombra muy tenue, apenas perceptible. En cambio, en la imagen FIRE 60 generada por la presente invención, la misma región cariada 58 se presenta como un punto más oscuro más detectable. Claramente, la imagen FIRE 60, con su mejora en contraste, ofrece mayor valor diagnóstico.

35 Procesamiento de imágenes

Según se ha descrito anteriormente con referencia a las Figuras 5 y 6, el procesamiento de los datos de imagen usa los datos de formación de imágenes tanto de reflectancia como de fluorescencia para generar una imagen final que puede ser usada para identificar áreas de caries del diente. Hay varios procedimientos alternativos de procesamiento para combinar los datos de formación de imágenes por reflectancia y fluorescencia para formar una imagen FIRE 60 para el diagnóstico. La solicitud de patente estadounidense, en tramitación como la presente, con número de serie 11/262.869, citada anteriormente, describe un procedimiento de multiplicación escalar para combinar los datos de fluorescencia y reflectancia. En esta realización escalar múltiple, el procesamiento de imágenes lleva a cabo la siguiente operación para cada píxel:

$$(m * F_{valor}) - (n * R_{valor}) \quad (1)$$

siendo m y n multiplicadores adecuados (coeficientes positivos), y siendo F_{valor} y R_{valor} los valores de código obtenidos de datos de la imagen de fluorescencia y de reflectancia, respectivamente.

La reflectancia retrodispersada es mayor (más brillante) para los píxeles de la imagen en la región cariada, produciendo un valor mayor de reflectancia R_{valor} para estos píxeles que para los píxeles circundantes. La fluorescencia, entretanto, es menor (más oscura) para los píxeles de la imagen en la región cariada, produciendo un valor menor de fluorescencia F_{valor} para estos píxeles que para los píxeles circundantes. Para un píxel en una región cariada, la fluorescencia es considerablemente más débil en intensidad que la reflectancia. Tras multiplicar la fluorescencia y la reflectancia por multiplicadores escalares apropiados m y n , respectivamente, siendo $m > n$, se hace que los valores de fluorescencia cambiados de escala de todos los píxeles superen o sean iguales a los correspondientes valores de reflectancia cambiados de escala:

$$(m * F_{valor}) > 0 = (n * R_{valor}). \quad (2)$$

La resta del valor de la reflectancia retrodispersada cambiado de escala del valor de fluorescencia cambiado de escala para cada píxel da entonces como resultado una imagen procesada en la que se acentúa el contraste entre los valores de intensidad para los píxeles en la región cariada y los píxeles en la región sana, resultando en una mejora del contraste que puede ser presentada y reconocida inmediatamente. En una realización, el multiplicador escalar n para el valor de reflectancia R_{valor} es uno.

Tras una combinación inicial de los valores de fluorescencia y reflectancia dada anteriormente con referencia al ejemplo de la expresión (1), también puede ser de beneficio un procesamiento adicional de la imagen. Puede usarse una operación de establecimiento de valores umbral, ejecutada usando técnicas de procesamiento de imágenes con las que están familiarizados los expertos en las técnicas de formación de imágenes, o algún otro acondicionamiento adecuado de los datos de imagen combinados usados para la imagen FIRE 60 para mejorar adicionalmente el contraste entre una región cariada y la estructura dental sana. Con referencia a la Figura 7, se muestra, en forma de diagrama de bloques, una secuencia de procesamiento de imágenes para generar una imagen umbral FIRE mejorada 64 según una realización. En primer lugar, se combinan la imagen 50 de fluorescencia y la imagen 52 de reflectancia para formar la imagen FIRE 60, según se ha descrito anteriormente. A continuación, se lleva a cabo una operación de establecimiento de valores umbral, proporcionando la imagen umbral 62 que define con mayor claridad el área de interés: la región cariada 58. A continuación, la imagen umbral 62 es combinada con la imagen FIRE original 60 para generar la imagen umbral FIRE mejorada 64. De manera similar, los resultados de la detección de umbrales también pueden ser superpuestos sobre una imagen 54 de luz blanca (Figura 6) para perfilar definitivamente la ubicación de una infección de caries.

La elección de coeficientes m y n apropiados depende del contenido espectral de la fuente luminosa y de la respuesta espectral del sistema de captura de imágenes. Hay variabilidad en la longitud de onda central y en el ancho de banda espectral de un LED al siguiente, por ejemplo. De forma similar, existe variabilidad en las respuestas espectrales de los filtros de color y los sensores de imagen de diferentes sistemas de captura de imágenes. Tales variaciones afectan a las magnitudes relativas de los valores medidos de reflectancia y fluorescencia. Por lo tanto, puede ser necesario determinar unos valores m y n diferentes para cada aparato 10 de formación de imágenes como parte de un procedimiento inicial de calibración. Un procedimiento de calibración usando durante la fabricación del aparato 10 de formación de imágenes puede entonces optimizar los valores m y n para proporcionar la mejora de contraste mejor posible en la imagen FIRE que se forma.

En una secuencia de calibración, se obtiene una medida espectral de la fuente luminosa 12 usada para la formación de imágenes por reflectancia. A continuación, se realiza una medición espectral de la emisión fluorescente que es excitada desde el diente. Estos datos proporcionan un perfil de la cantidad relativa de energía lumínica disponible en cada intervalo de longitudes de onda de interés. A continuación, se cuantifica con respecto a una referencia conocida la respuesta espectral de la cámara 30 (con filtros apropiados) o 32. Estos datos son usados entonces, por ejemplo, para generar un conjunto de valores multiplicadores m y n para ser usados por el aparato 38 de procesamiento del aparato 10 particular de formación de imágenes para formar la imagen FIRE 60.

Aunque el procedimiento de multiplicación escalar proporciona resultados mejorados con respecto a la formación convencional de imágenes por fluorescencia, sigue habiendo, sin embargo, cierto margen de mejora, particularmente con respecto a la definición de bordes y la calidad general de la imagen. Un problema inherente del procedimiento de multiplicación escalar es que la multiplicación de la señal de fluorescencia más débil también aumenta de escala el umbral mínimo de ruido. Esto da como resultado más ruido y cierta pérdida de definición de los bordes en la imagen FIRE.

En una realización alternativa al procedimiento de multiplicación escalar, puede usarse un procedimiento diferente, denominado en lo sucesivo procedimiento de iluminancia asimétrica. En este procedimiento, la fluorescencia y la reflectancia son obtenidas como capturas separadas, llegando más luz al diente para la formación de imágenes por fluorescencia que para la formación de imágenes por reflectancia. Un aumento significativo en la luz de excitación para la formación de imágenes por fluorescencia resulta en un nivel lumínico mayor en la fluorescencia resultante, con una relación S/R significativamente mejorada para los datos de la imagen de fluorescencia. Aumentando la fluorescencia hasta un nivel suficiente alto, puede llevarse la respuesta fluorescente hasta un nivel comparable con la reflectancia o ligeramente mayor que la misma, permitiendo que se use una sencilla resta para obtener la diferencia entre las imágenes de fluorescencia y de reflectancia usadas para la formación de imágenes FIRE. Se recalca que este procedimiento no implica el aumento de escala de la señal de fluorescencia; por ello, no hay aumento alguno del umbral mínimo de ruido.

En la práctica, hay limitaciones para la cantidad de luz que puede proporcionarse desde una fuente, en particular una fuente de pequeño tamaño, tal como la que se usaría para el aparato 10 de formación de imágenes. Usando también una iluminación menor durante la captura de la reflectancia, pueden lograrse niveles comparables de fluorescencia y reflectancia que no requieren un aumento sumamente grande de la iluminación para la captura de la fluorescencia.

Puede obtenerse mayor iluminancia aumentando la corriente de excitación al LED o a otra fuente luminosa que se usa para excitar la emisión fluorescente. En algunas realizaciones (Figuras 1-4B), se usa la misma fuente luminosa

12 para la formación de imágenes tanto por fluorescencia como por reflectancia. En otras realizaciones, una fuente luminosa 16a separada sirve para excitar la fluorescencia (Figura 8). Con independencia de si se usa la misma fuente luminosa 12 para la formación de imágenes tanto por reflectancia como por fluorescencia o si se usan fuentes luminosas 16a y 16b separadas, cada operación de formación de imágenes puede requerir un nivel de iluminancia separado, haciendo necesario capturar imágenes separadas de fluorescencia y reflectancia en momentos diferentes. En una realización, estas imágenes están tomadas con una separación temporal de una fracción de segundo. Pueden ser necesarios filtros separados, posiblemente poniéndolos en su sitio rápidamente según la imagen que esté siendo capturada.

Los resultados de la formación de imágenes con iluminancia asimétrica muestran una mejora con respecto al procedimiento de multiplicación escalar de la Ecuación (1). La Figura 9 muestra dos imágenes FIRE ejemplares generadas a partir del mismo diente. A la izquierda se encuentra una imagen 70 obtenida usando el procedimiento de multiplicación escalar. La estructura de la imagen es apreciablemente más oscura, especialmente las características de borde. Además, las lesiones 86a y 86b de caries están demasiado oscurecidas, no llegando a mostrar las fases distintivas del desarrollo de las caries entre las dos lesiones. La imagen 72 de la derecha, tomada usando la formación de imágenes con iluminancia asimétrica descrita con respecto a esta segunda realización, muestra una marcada mejora en el intervalo dinámico y el contraste y una definición mejorada de los bordes.

Otra realización alternativa para combinar imágenes de fluorescencia y de reflectancia adopta un planteamiento diferente de los planteamientos de la multiplicación escalar o de la formación de imágenes con iluminancia asimétrica que acaban de describirse. Este planteamiento de “cambio a la baja” o “desplazamiento” no se arriesga a la distorsión de los datos de la imagen, tal como puede resultar del cambio de escala, ni requiere una corriente de excitación a altos niveles. El procedimiento de formación de imágenes por cambio a la baja puede ser caracterizado por guardar los valores de la imagen que están en cierto intervalo de brillo y mantener la proporción entrada/salida de esos valores de la imagen en el procesamiento de la imagen. En efecto, este procedimiento mantiene la relación entrada/salida y la integridad estructural de los datos originales.

El procedimiento de formación de imágenes por cambio a la baja funciona como sigue:

1. Obtener los datos de la imagen de reflectancia y de la imagen de fluorescencia a partir del diente, cada una con un nivel adecuado de iluminación.
2. Al combinar los dos valores de datos de imagen, restar un desplazamiento (dicho alternativamente, sumar un desplazamiento negativo) de los datos de la imagen de reflectancia, aproximándose el desplazamiento a la diferencia de intensidad entre las distribuciones de datos de imagen.

En general, el procedimiento de formación de imágenes por cambio a la baja obtiene cada valor de imagen usando:

$$(F_{valor}) - (R_{valor} - \text{desplazamiento}) \quad (3)$$

Por ejemplo:

$$(F_{valor}) - (R_{valor} - 110) \quad (4)$$

En la ejecución de la Ecuación (3) hay implícita una operación de recorte, en la que cualquier resultado negativo de la operación de resta se pone a cero. Así, la Ecuación (3) puede ser formulada más claramente como:

$$\text{Recorte}\{(F_{valor}) - \text{Recorte}[(R_{valor} - \text{desplazamiento})]\} \quad (5)$$

Aquí, podría obtenerse F_{valor} del canal de color verde, y R_{valor} del canal de color azul de la captura del mismo color. O puede obtenerse F_{valor} y R_{valor} de dos capturas separadas, como en las realizaciones alternativas expuestas anteriormente.

Las gráficas de la Figura 10 muestran esquemáticamente lo que el procedimiento de formación de imágenes por cambio a la baja hace al valor de reflectancia R_{valor} . La suma del desplazamiento causa, de hecho, un cambio en el intervalo efectivo de los valores de los datos de reflectancia. El eje horizontal (abscisa) representa los valores de código de datos de entrada. El eje vertical (ordenada) representa valores de código de datos de salida. Sin ninguna modificación de la imagen, como se muestra en la gráfica de la izquierda, la correlación entrada/salida 74 tiene una pendiente de 1, correlacionando cada entrada a una salida en el mismo valor de código. El gráfico de la derecha muestra un desplazamiento negativo 78 aplicado a la correlación entrada/salida 74, resultando en una porción no usada 76 de los datos de entrada, sobre la región más oscura. Los valores de salida están atenuados en la porción de la correlación entrada/salida 74 que es usada; sin embargo, se mantiene la misma relación general (que tiene la misma pendiente de 1); solo se reduce el nivel general de intensidad para los datos de reflectancia.

El procedimiento de formación de imágenes por cambio a la baja muestra una pronunciada mejora con respecto al procedimiento de cambio multiplicativo de escala para combinar datos de imagen de fluorescencia y de reflectancia. La Figura 11 muestra dos imágenes FIRE ejemplares generadas a partir del mismo diente usando el mismo nivel de

iluminación. A la izquierda se encuentra una imagen 70 obtenida usando el procedimiento de multiplicación escalar. La imagen 80 de la derecha, proporcionada usando una formación de imágenes con cambio a la baja con un desplazamiento, descrita con respecto a esta tercera realización, muestra una marcada mejora en el intervalo dinámico y el contraste y una definición mejorada de los bordes. Con el procedimiento de formación de imágenes por cambio a la baja, la cantidad de contraste (es decir, la diferencia de intensidad) entre las lesiones 86a y 86b de caries y las estructuras sanas circundantes puede ser ajustada ajustado el valor de desplazamiento usado.

Debe observarse que porciones de las tres realizaciones diferentes descritas para combinar datos de fluorescencia y reflectancia pueden combinarse ellas mismas para obtener una a imagen FIRE. Por ejemplo, la corriente de excitación a la fuente luminosa 12 o 16a/16b puede ser regulada en diversos reglajes para obtener imágenes de fluorescencia y de reflectancia que tienen intervalos predeterminados. A continuación, puede usarse alguna multiplicación escalar para ajustar estos valores, combinado con cierta cantidad de cambio a la baja, usando la ecuación general de ajuste:

$$(m * F_{valor}) - (n * R_{valor} - desplazamiento) \quad (6)$$

Se recalca que la mejora en el contraste de la imagen lograda en la presente invención, dado que emplea datos tanto de reflectancia como de fluorescencia, cuenta con ventaja sobre los procedimientos convencionales que usan únicamente datos fluorescentes de imagen. Convencionalmente, cuando se obtienen únicamente datos de fluorescencia, se ha empleado el procesamiento de imágenes para optimizar los datos, tales como transformar datos de fluorescencia en función de la respuesta espectral de la cámara o de los filtros de la cámara u otras características adecuadas. Por ejemplo, el procedimiento de la divulgación n° 2004/0202356 de Stookey et al., citada anteriormente, lleva a cabo este tipo de optimización, transformando los datos de la imagen de fluorescencia en función de la respuesta de la cámara. Sin embargo, estos planteamientos convencionales pasan por alto la ventaja añadida de la información adicional de imagen que obtiene la reflectancia retrodispersada.

Resulta instructivo observar que se requiere una correlación espacial de los píxeles para combinar los valores de fluorescencia y reflectancia, ya sea usando el procedimiento de multiplicación escalar, el procedimiento de formación de imágenes con iluminancia asimétrica, o el procedimiento de cambio a la baja recién descrito. Es decir, con respecto a la superficie del diente, cada píxel de los datos de la imagen de fluorescencia tiene un correspondiente píxel en los datos de la imagen de reflectancia. Así, se prefiere que las imágenes tanto de fluorescencia como de reflectancia sean capturadas con la sonda de formación de imágenes en la misma posición y con poco tiempo o ninguno entre capturas de imagen.

Realizaciones alternativas

El procedimiento de la presente invención admite varias realizaciones alternativas. Por ejemplo, el contraste de cualquiera de las imágenes tanto de reflectancia como de fluorescencia, o de ambas, puede mejorarse mediante el uso de un elemento polarizante. Se ha observado que el esmalte, que tiene una composición sumamente estructurada, es sensible a la polarización de la luz incidente. Se ha usado la luz polarizada para mejorar la sensibilidad de las técnicas de formación de imágenes dentales; por ejemplo, en "Imaging Caries Lesions and Lesion Progression with Polarization Sensitive Optical Coherence Tomography", en J. Biomed Opt., octubre de 2002; 7(4): pp. 618-27, de Fried et al.

El control de polarización también puede ser empleado ventajosamente como medio para minimizar la reflexión especular. La reflexión especular tiende a preservar el estado de polarización de la luz incidente. Por ejemplo, cuando la luz incidente tiene polarización S, la luz especular reflejada también tiene polarización S. La retrodispersión, en cambio, tiende a despolarizar o aleatorizar la polarización de la luz incidente. Cuando la luz incidente tiene polarización S, la luz retrodispersada tiene componentes con polarización tanto S como P. Usando un polarizador y un analizador, esta diferencia en la gestión de la polarización puede ser empleada para contribuir a eliminar la reflectancia especular, no deseada, de la imagen de reflectancia, para obtener únicamente la reflectancia retrodispersada.

Con referencia a la Figura 4A, se muestra una realización de un aparato 10 de formación de imágenes que emplea un polarizador 42 en la trayectoria de la luz de iluminación. El polarizador 42 deja pasar la luz incidente polarizada linealmente. Puede proporcionarse un analizador 44 en la trayectoria de la luz portadora de imágenes procedente del diente 20 como medio de minimizar el componente de reflexión especular. Con esta combinación de polarizador 42/analizador 44 como elementos polarizantes, la luz de reflectancia captada por la cámara 30 o 32 es predominantemente luz retrodispersada: la porción de la reflectancia que es deseable para la combinación con los datos de la imagen de fluorescencia según la presente invención. En el caso en que la luz de iluminación procedente de la fuente luminosa 12 ya está polarizada linealmente, tal como la procedente de un láser, el polarizador 42 no es necesario; el analizador 44 se orientaría entonces con su eje de polarización ortogonal a la dirección de polarización de la luz de iluminación para reflejar la reflexión especular.

Una realización alternativa, mostrada en la Figura 4B, emplea un divisor 18 de haz polarizante (a veces denominado divisor de haz de polarización) como elemento polarizante. En esta disposición, el divisor 18 de haz polarizante lleva

a cabo ventajosamente las funciones tanto de polarizador como de analizador para la luz portadora de imágenes, ofreciendo así una solución más compacta. Seguir la trayectoria de la luz de iluminación y portadora de imágenes muestra cómo lleva a cabo esta función el divisor 18 de haz polarizante. El divisor 18 de haz de polarización transmite una polarización P, como se muestra mediante la flecha de puntos en la Figura 4B, y refleja polarización S, dirigiendo esta luz al diente 20. La retrodispersión por parte de la estructura del diente 20 despolariza esta luz. El divisor 18 de haz de polarización trata la luz retrodispersada de la misma manera: transmitiendo la polarización P y reflejando la polarización S. La luz resultante con polarización P puede entonces ser detectada en la cámara 30 (con un filtro adecuado, según se describió con referencia a la Figura 1) o en la cámara 32 en color. Dado que la luz reflejada especularmente tiene polarización S, el divisor 18 de haz de polarización elimina de manera efectiva este componente reflectante especular de la luz que llega a la cámara 30, 32.

La iluminación polarizada da como resultado una mejora adicional en el contraste de la imagen, pero a costa del nivel de luz, como puede verse por la descripción de las Figuras 4A y 4B. Por ende, cuando se usa luz polarizada de esta manera, puede ser necesario emplear una fuente luminosa 12 de mayor intensidad. También resulta de beneficio usar elementos polarizantes que tengan mayor transmisión en la longitud de onda de interés.

Un tipo de polarizador 42 que tiene ventajas particulares para su uso en la presente aplicación es el polarizador de rejilla de alambre, tal como los disponibles en Moxtek Inc., de Orem, Utah, y descritos en la patente estadounidense nº 6.122.103 (Perkins et al.). El polarizador de rejilla de alambre presenta una buena respuesta angular y cromática, con una transmisión relativamente buena en el intervalo espectral azul. Cualquiera del polarizador 42 y el analizador 44 de la configuración de la Figura 4A podría ser un polarizador de rejilla de alambre, o serlo ambos. También hay disponibles divisores de haz polarizante de rejilla de alambre, y pueden ser usados en la configuración de la Figura 4B.

El procedimiento de la presente invención aprovecha la manera en que el tejido dentario responde a la luz incidente de suficiente intensidad, usando la combinación de fluorescencia y reflectancia de la luz para indicar áreas de caries del diente con precisión y claridad mejoradas. De esta manera, la presente invención ofrece una mejora con respecto a las técnicas no invasivas existentes de detección de caries por fluorescencia. Según se describió en la sección de antecedentes presentada anteriormente, las imágenes que han sido obtenidas usando únicamente fluorescencia pueden no mostrar las caries con claridad debido al bajo contraste. El procedimiento de la presente invención proporciona imágenes que tienen un contraste mejorado y, por lo tanto, es de mayor beneficio potencial para que el evaluador identifique las caries.

Además, a diferencia de planteamientos anteriores que usan la fluorescencia sola, el procedimiento de la presente invención también proporciona imágenes que pueden ser usadas para detectar una caries en sus fases incipientes muy tempranas. Esta capacidad añadida, hecha posible debido a los efectos de la retrodispersión perceptible para las lesiones de caries muy tempranas, extiende la utilidad de la técnica de fluorescencia y contribuye a detectar caries durante sus fases reversibles, por lo que podrían no ser necesarios los empastes ni otras estrategias restauradoras.

La invención ha sido descrita en detalle con referencia particular a ciertas realizaciones preferentes de la misma, pero se entenderá que una persona con un dominio normal de la técnica puede efectuar variaciones y modificaciones dentro del alcance de la invención descrita en lo que antecede, y según se hace notar en las reivindicaciones adjuntas, sin apartarse del alcance de la invención.

Por ejemplo, podrían usarse diversos tipos de fuentes luminosas 12, empleando diversas realizaciones diferentes una cámara y otro tipo de sensor de imágenes.

Aunque podría usarse una sola fuente luminosa 12 para la excitación de la fluorescencia, puede ser beneficioso aplicar luz procedente de múltiples fuentes luminosas incidentes 12 para obtener múltiples imágenes. Con referencia a la realización alternativa de la Figura 8, la fuente luminosa 12 podría ser un conjunto más complejo que incluya una fuente luminosa 16a para proporcionar luz de un nivel de energía y una longitud de onda apropiados para excitar la emisión fluorescente y otra fuente luminosa 16b para proporcionar iluminación en momentos diferentes. La fuente luminosa adicional 16b podría proporcionar luz a niveles de longitudes de onda y energía más aptos para la formación de imágenes por reflectancia retrodispersada. O podría proporcionar iluminación de luz blanca u otra iluminación policroma para capturar una imagen de luz blanca o una imagen policroma que, cuando se muestre lado a lado con una imagen FIRE, puede contribuir a identificar características, tales como manchas o hipocalcificación, que, si no, podrían complicar la detección de caries.

En una realización, una imagen de luz blanca también proporciona los datos de reflectancia retrodispersada que se usan con los datos de fluorescencia para generar la imagen FIRE. Para obtener la imagen de reflectancia a partir de la imagen de luz blanca, se usa un filtro adecuado para transmitir una porción seleccionada del espectro de la luz reflejada y bloquear otras porciones de la luz reflejada. Alternativamente, para un sensor o cámara 32 en color, los datos de reflectancia son obtenidos de un canal de color de la imagen de luz blanca, normalmente no del canal rojo. Aunque pueden usarse las porciones azules del espectro de forma sumamente favorable para datos de la imagen de reflectancia, hay ventajas en usar el intervalo espectral verde, particularmente dado que la respuesta espectral de los sensores o una cámara en color resulta a menudo ventajosa para la porción verde del espectro.

5 En una realización, según se muestra en la Figura 12, la imagen FIRE 64 y la imagen 54 de luz blanca se presentan lado a lado en un monitor 82 de visualización. La imagen FIRE 64 es generalmente una imagen de escala de grises. Alternativamente, la imagen FIRE 64 puede estar tintada con una coloración verdosa. Se ha encontrado que esto resulta útil para el dentista o el técnico que hace funcionar el aparato de formación de imágenes, dado que sugiere el contenido de fluorescencia en la imagen FIRE 64.

Así, se proporcionan un aparato y un procedimiento para la detección de caries en fases tempranas y posteriores usando los efectos combinados de la reflectancia retrodispersada y la fluorescencia.

Lista de partes

- 10 aparato de formación de imágenes
- 12 fuente luminosa
- 13 difusor
- 14 lente
- 16a fuente luminosa
- 16b fuente luminosa
- 18 divisor de haz polarizante
- 20 diente
- 22 lente
- 26 filtro
- 28 filtro
- 30 cámara
- 32 cámara
- 34 divisor de haz
- 38 aparato de procesamiento
- 40 dispositivo de visualización
- 42 polarizador
- 44 analizador
- 50 imagen de fluorescencia
- 52 imagen de reflectancia
- 54 imagen de luz blanca
- 58 región de caries
- 60 imagen FIRE
- 62 imagen umbral
- 64 imagen umbral FIRE mejorada
- 70 imagen
- 72 imagen
- 74 correlación entrada/salida
- 76 porción no usada
- 78 desplazamiento
- 80 imagen
- 82 monitor de visualización
- 86a lesiones de caries
- 86b lesiones de caries

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento para formar una imagen mejorada de un diente que comprende:
 - a) obtener datos de la imagen de fluorescencia del diente mediante:
 - 5 i) dirigiendo luz incidente hacia el diente;
 - ii) detectando la emisión fluorescente proveniente del diente;
 - iii) almacenando un valor de los datos de la imagen de fluorescencia para cada posición de píxel en la imagen de fluorescencia;
 - b) obtener datos de la imagen de reflectancia del diente mediante:
 - 10 i) dirigiendo luz incidente hacia el diente;
 - ii) detectando la luz de la reflectancia retrodispersada desde el diente;
 - iii) almacenando un valor de los datos de la imagen de reflectancia para cada posición de píxel en la imagen de reflectancia;

caracterizado porque el procedimiento, además, comprende

 - 15 c) combinar cada píxel de los datos de la imagen de fluorescencia con su correspondiente píxel de los datos de la imagen de reflectancia mediante:
 - i) restando un desplazamiento con respecto al valor de los datos de la imagen de reflectancia para generar valor desplazado de los datos de la imagen de reflectancia, en el que el desplazamiento se aproxima a la diferencia en intensidad entre la distribución de los datos de la imagen de fluorescencia y la distribución de los datos de la imagen de reflectancia;
 - 20 ii) calculando, después de restar el desplazamiento, un valor de los datos de imagen mejorada según una diferencia entre el valor de los datos de la imagen de fluorescencia y el valor desplazado de los datos de la imagen de reflectancia; y por lo cual la imagen mejorada se forma a partir de un conjunto resultante de píxeles de los valores de los datos de la imagen mejorada.
 - 25 2. El procedimiento de la reivindicación 1 que, además, comprende la etapa de mostrar la imagen mejorada del diente.
 3. El procedimiento de la reivindicación 1 en el que la luz incidente incluye longitudes de onda entre aproximadamente 300 y 500 nm.
 4. El procedimiento de la reivindicación 1 en el que la obtención de los datos de la imagen de fluorescencia comprende la etapa de usar un filtro verde.
 - 30 5. El procedimiento de la reivindicación 1 en el que la obtención de los datos de la imagen de reflectancia comprende la etapa de usar un filtro azul.
 6. El procedimiento de la reivindicación 1 en el que la etapa de obtención de los datos de la imagen de reflectancia comprende el uso de una cámara.
 7. El procedimiento de la reivindicación 6 en el que la cámara es una cámara en color.
 - 35 8. El procedimiento de la reivindicación 1 en el que los datos de la imagen de fluorescencia y los datos de la imagen de reflectancia son obtenidos de planos de color diferentes de una sola captura de imagen a todo color.
 9. El procedimiento de la reivindicación 1 en el que los datos de la imagen de fluorescencia y los datos de la imagen de reflectancia son obtenidos de capturas de imágenes separadas.
 - 40 10. El procedimiento de la reivindicación 2 en el que la representación de la imagen mejorada tiene un tinte de color no gris.
 11. El procedimiento de la reivindicación 2 en el que la representación de la imagen mejorada tiene un tinte de color verde.
 12. El procedimiento de la reivindicación 2 en el que la etapa de representación de la imagen mejorada del tejido dentario comprende la representación simultánea de la imagen mejorada y una imagen del diente obtenida usando una fuente luminosa policroma.
 - 45 13. El procedimiento de la reivindicación 1 en el que la etapa de dirigir luz hacia el diente comprende la etapa de excitar una fuente luminosa tomada del grupo que consiste en un láser, un LED y una lámpara.

14. El procedimiento de la reivindicación 1 en el que la obtención de una imagen de reflectancia comprende dirigir una luz policroma incidente hacia el diente.

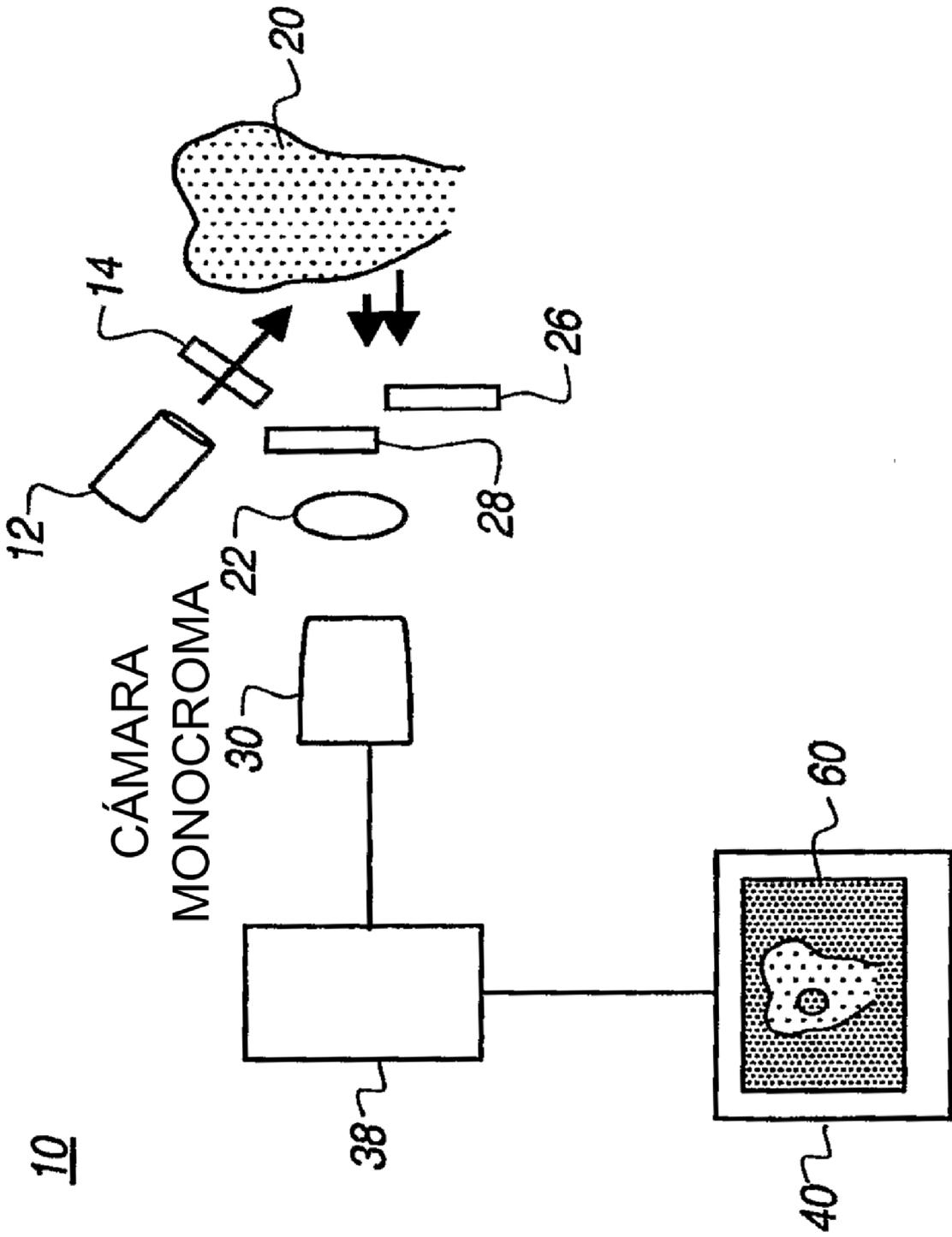


FIG. 1

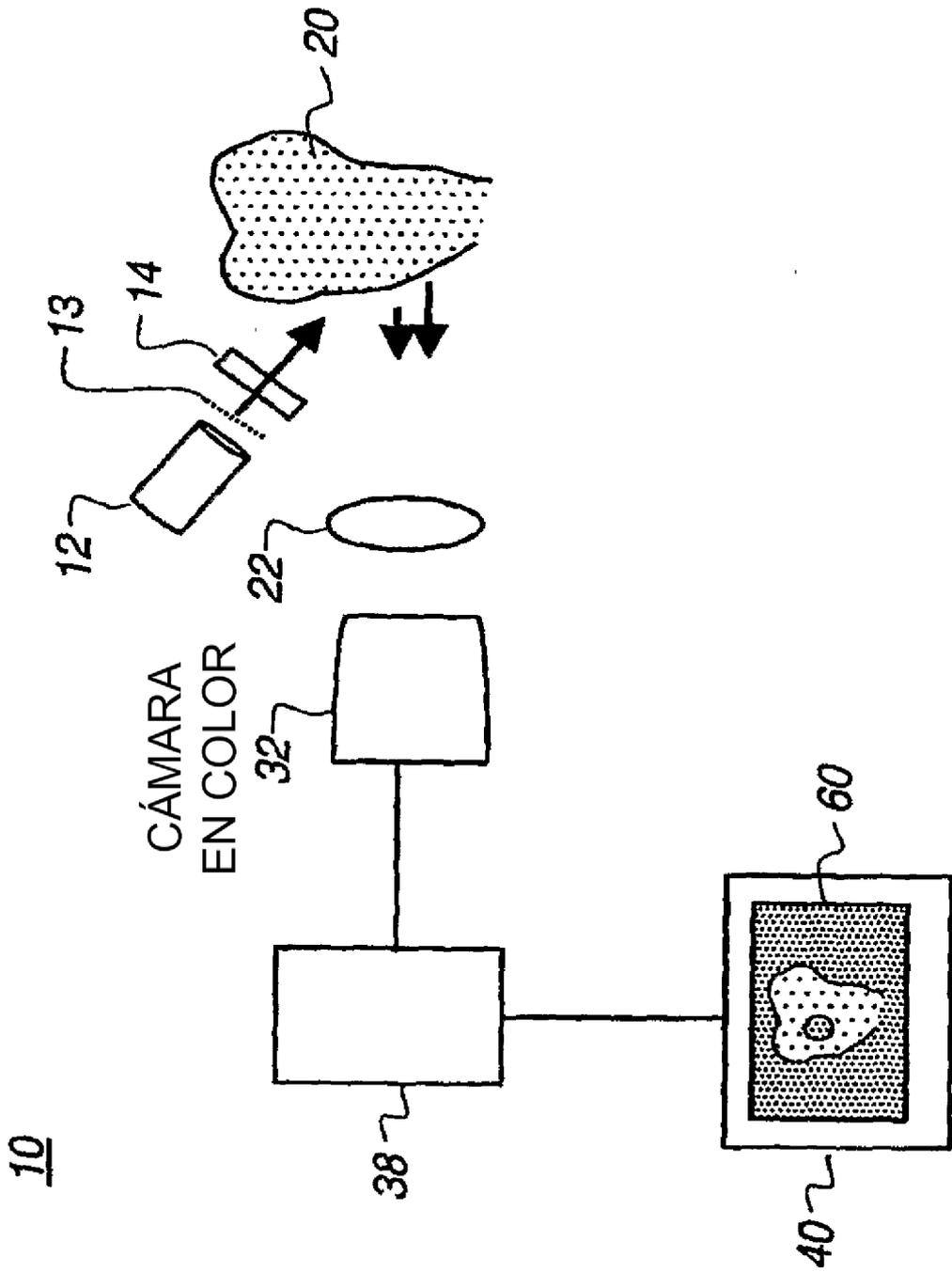


FIG. 2

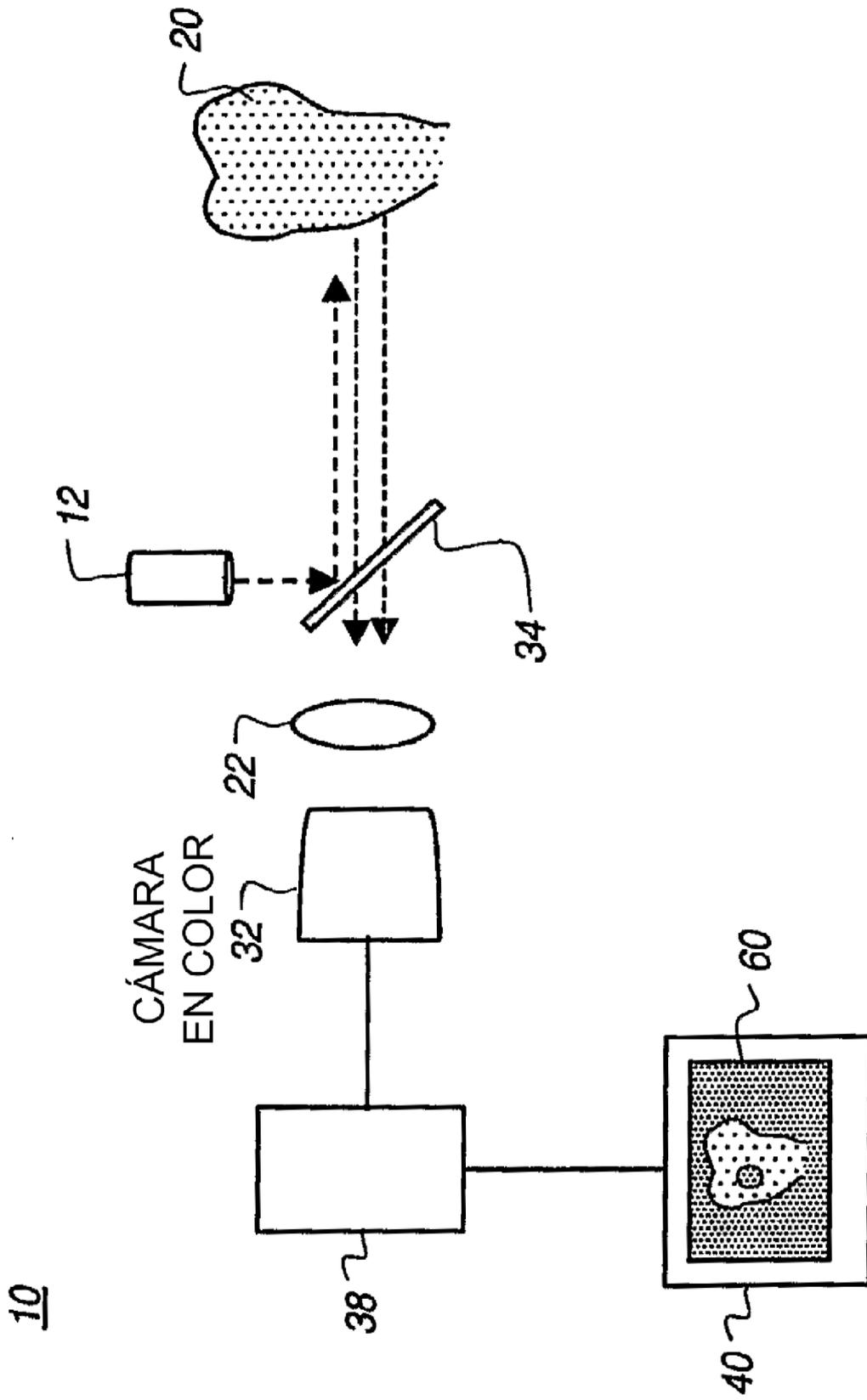


FIG. 3

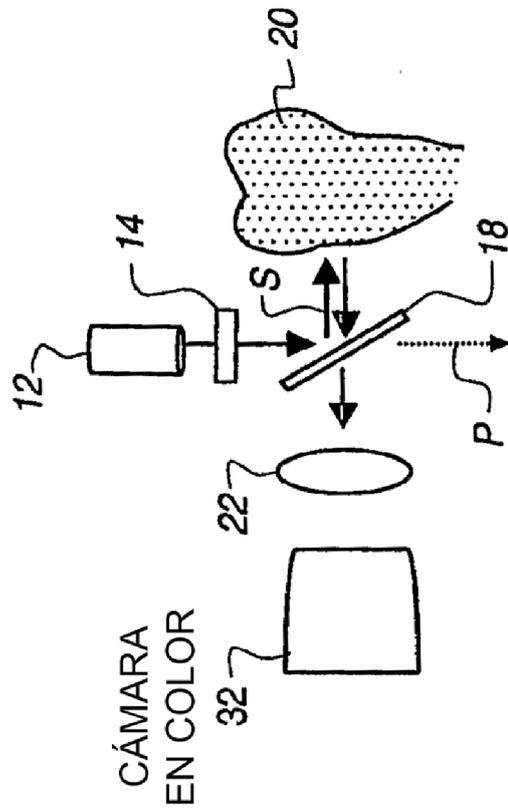


FIG. 4B

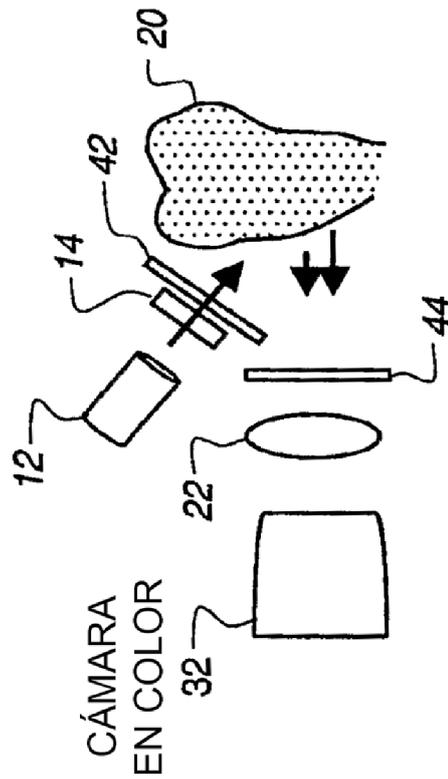


FIG. 4A

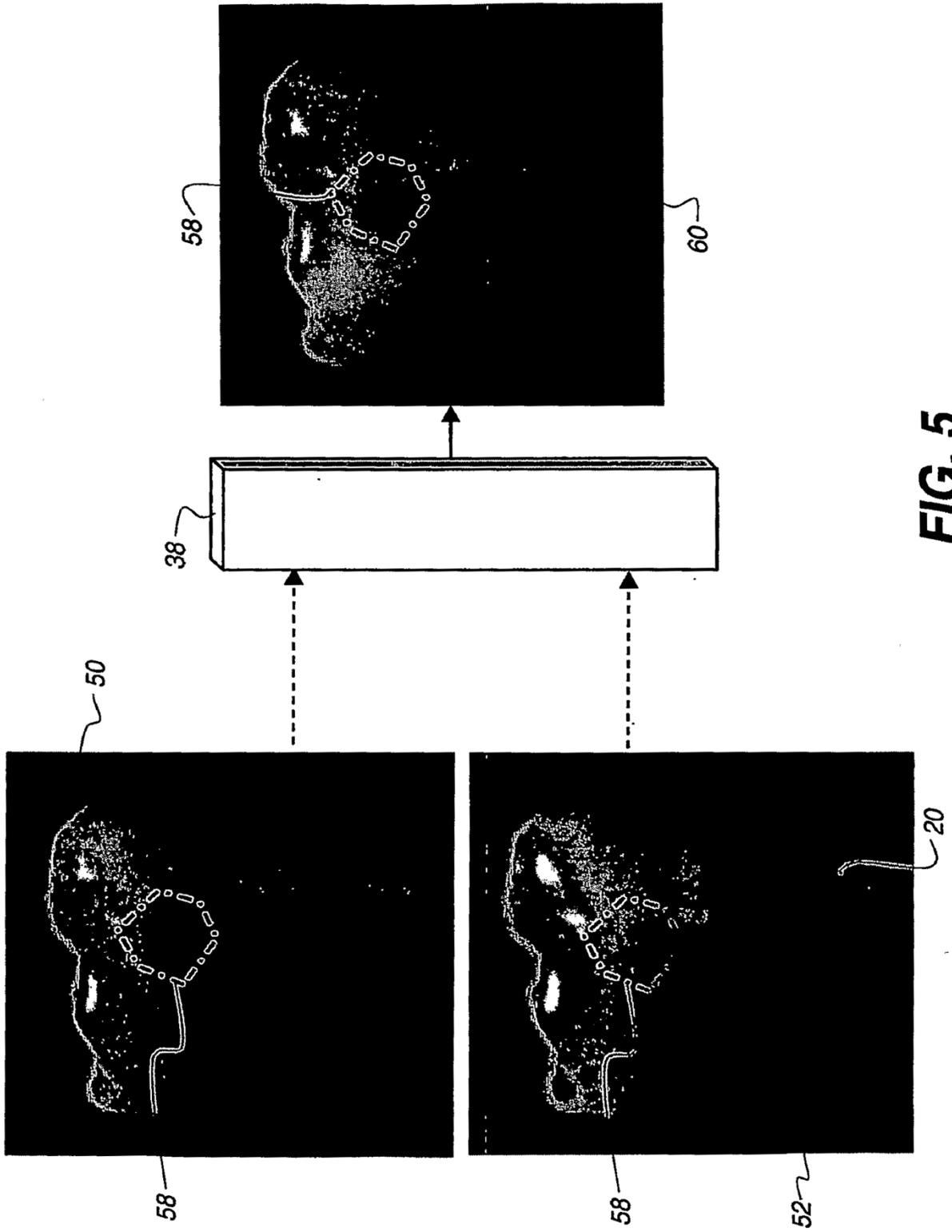


FIG. 5

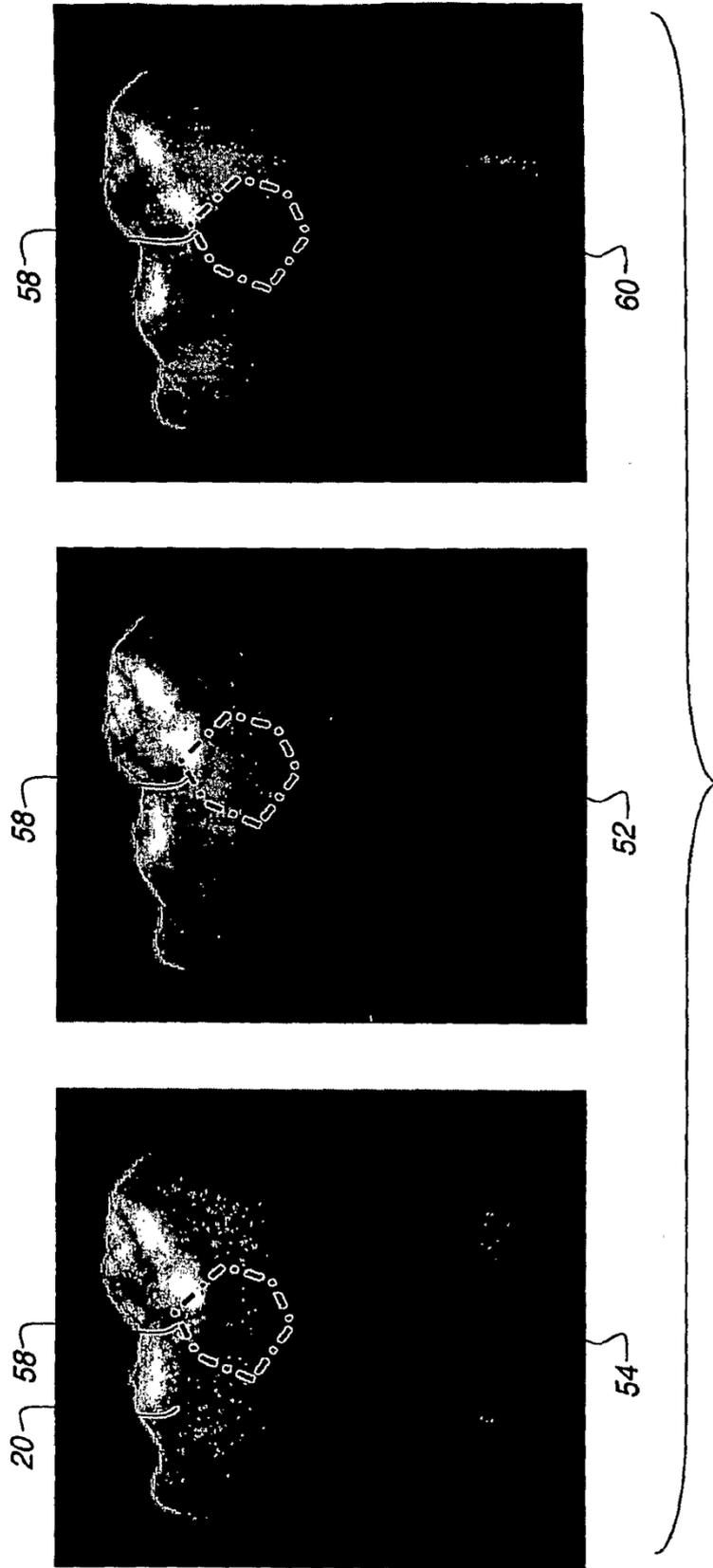


FIG. 6

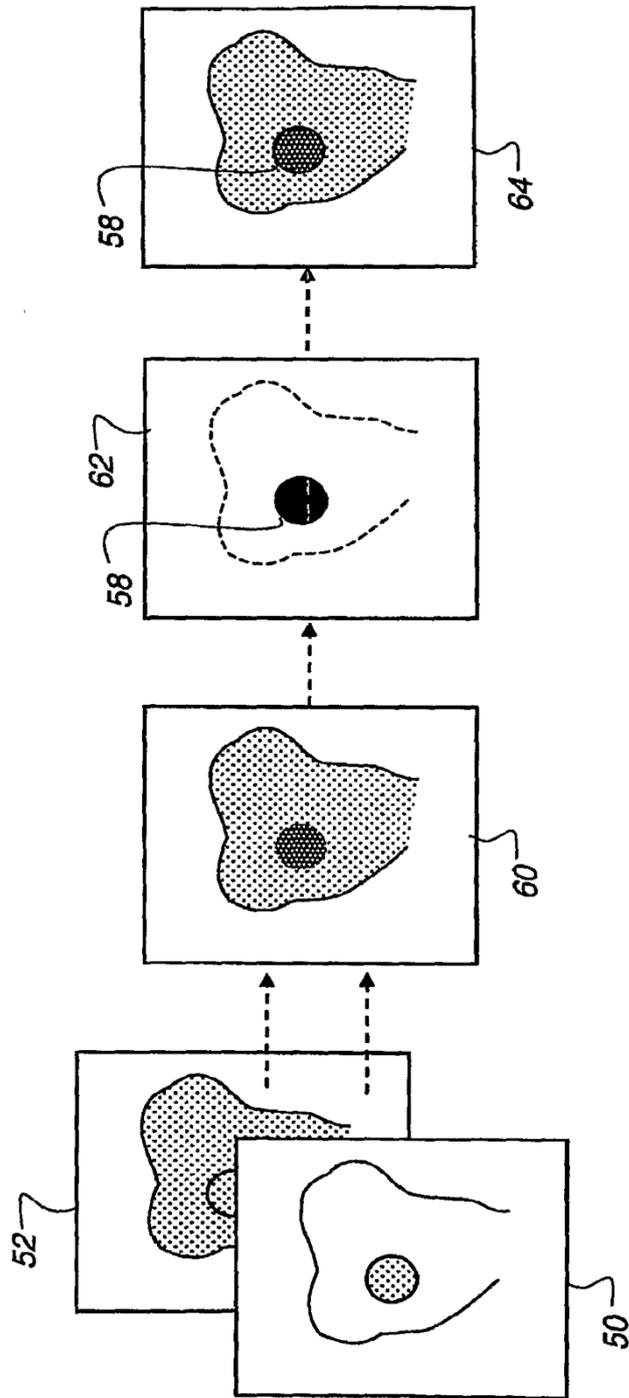


FIG. 7

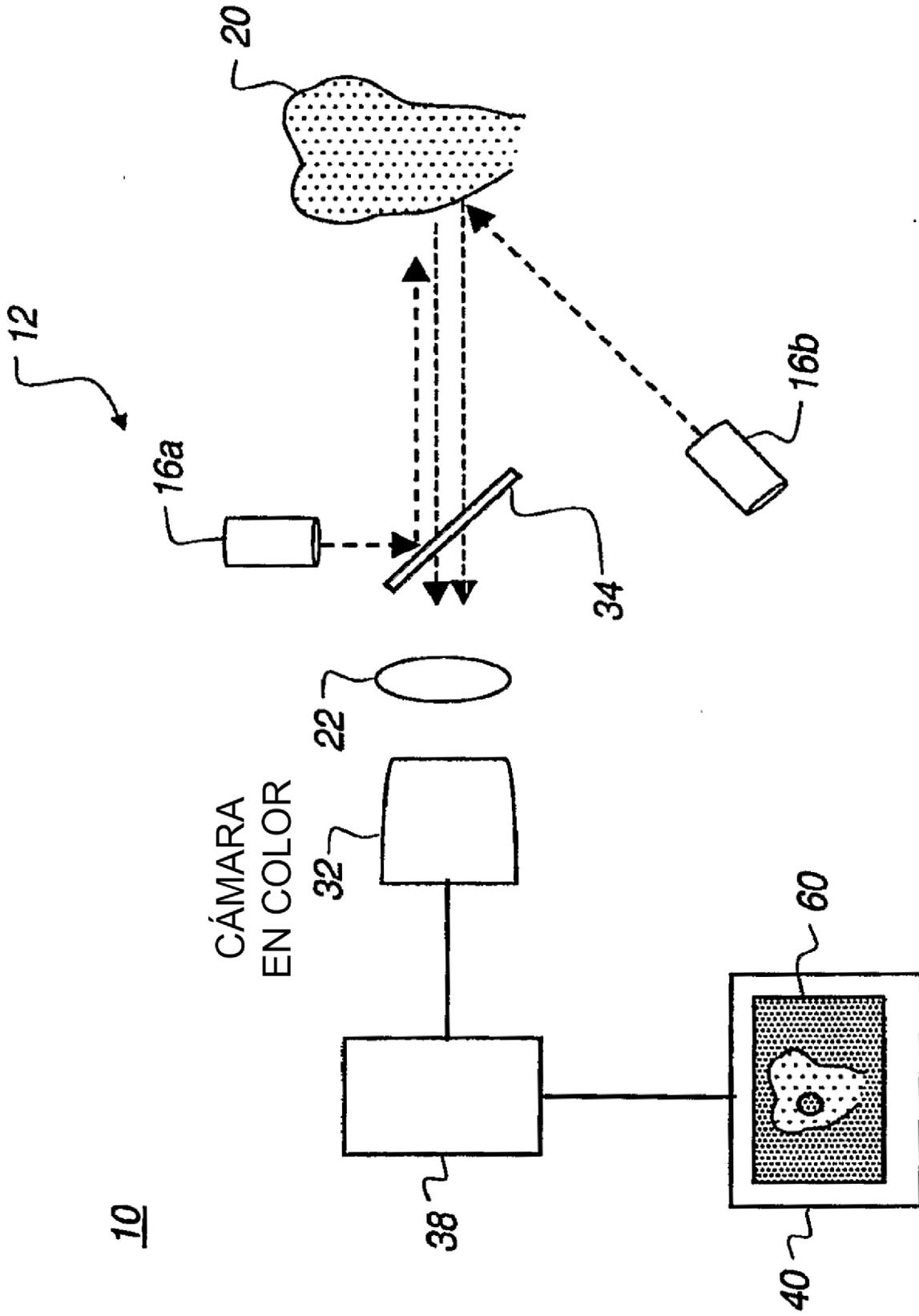
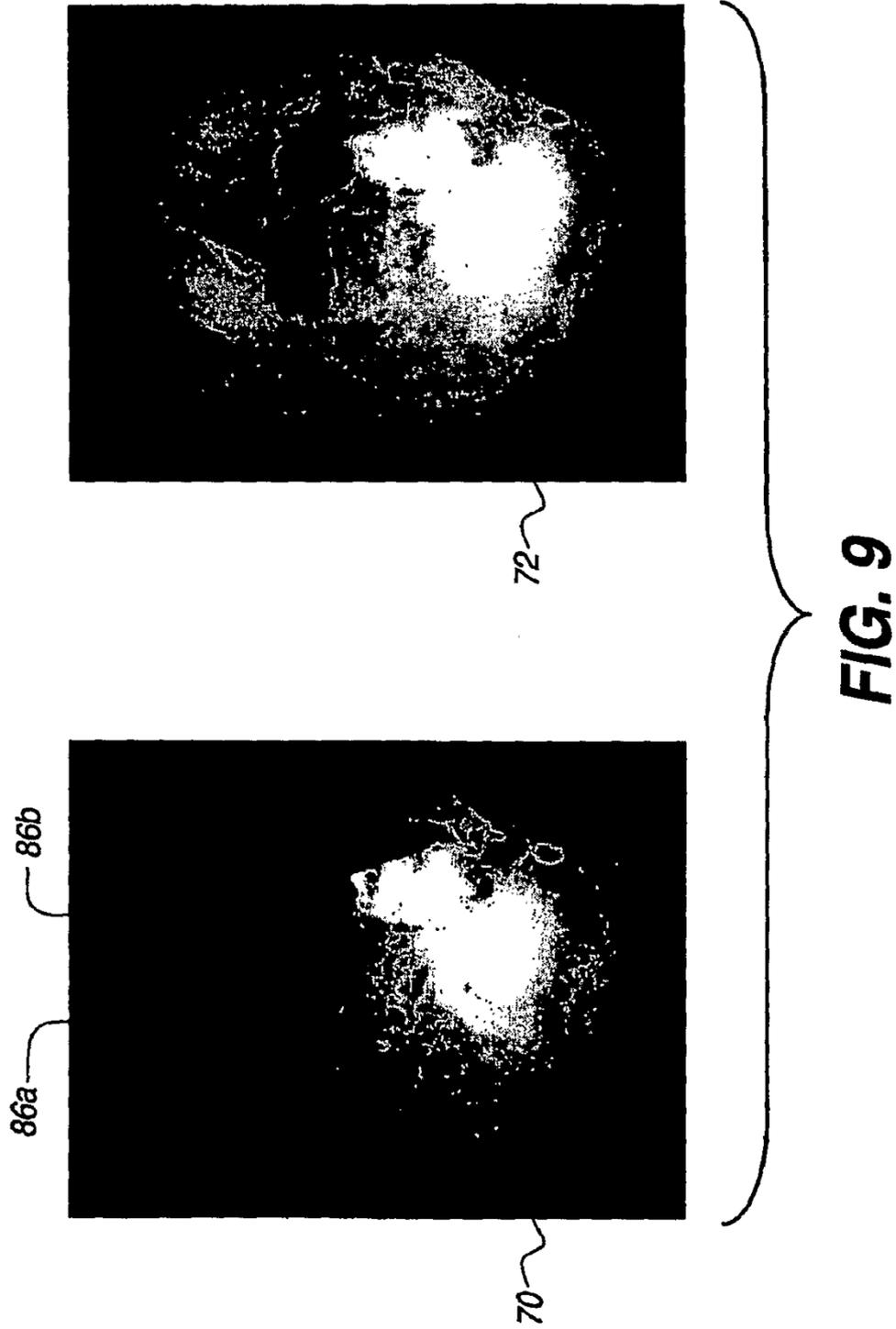
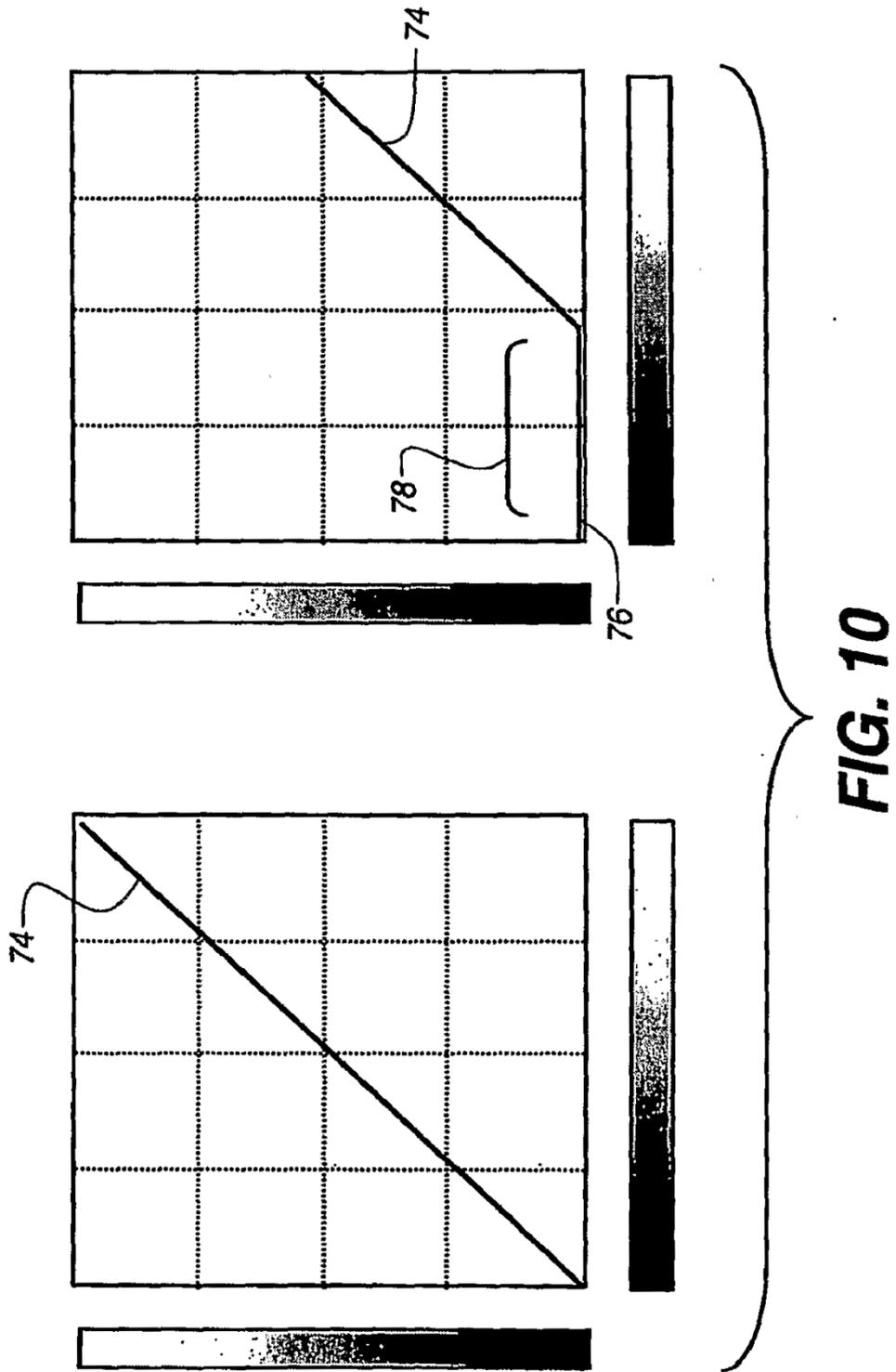
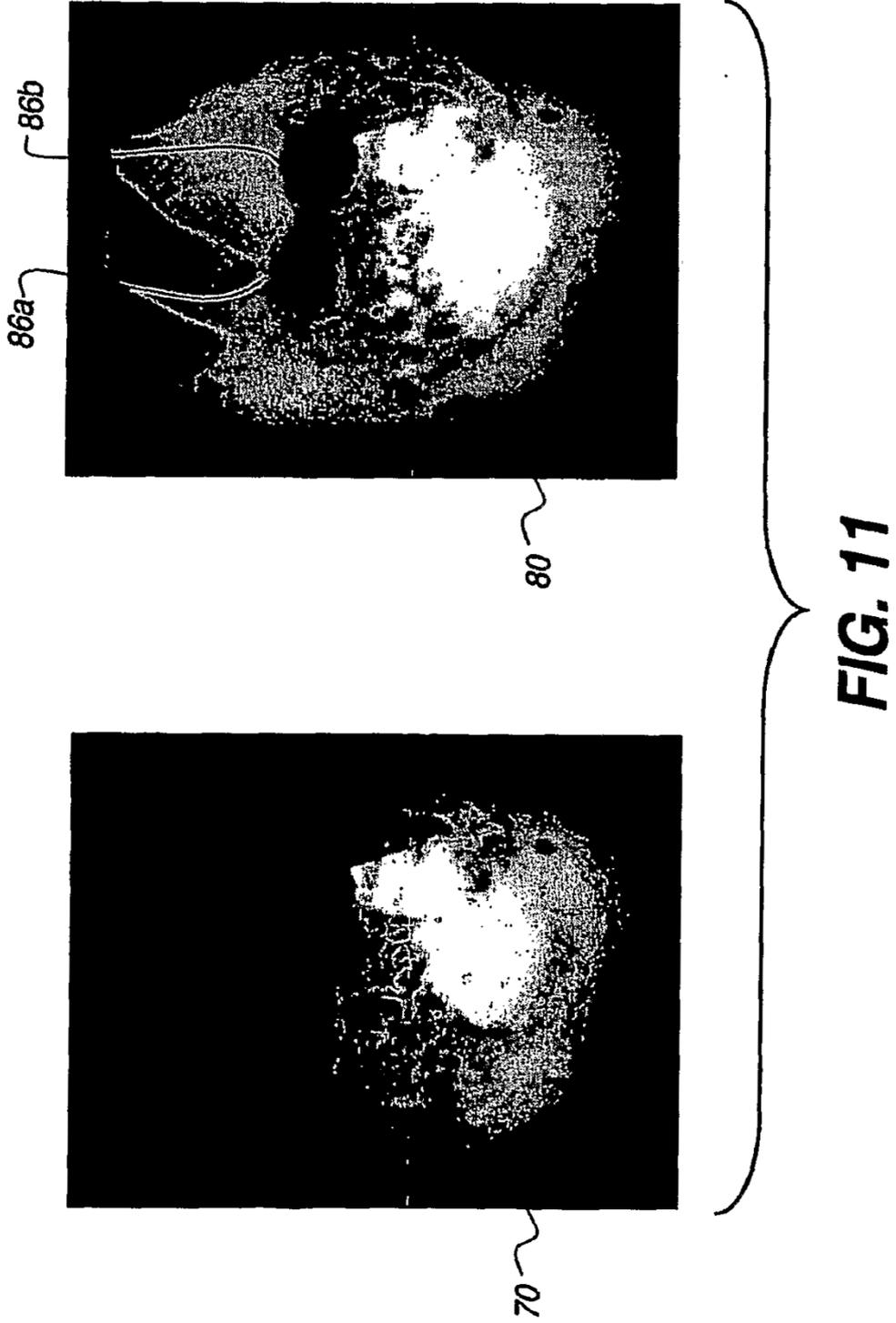


FIG. 8







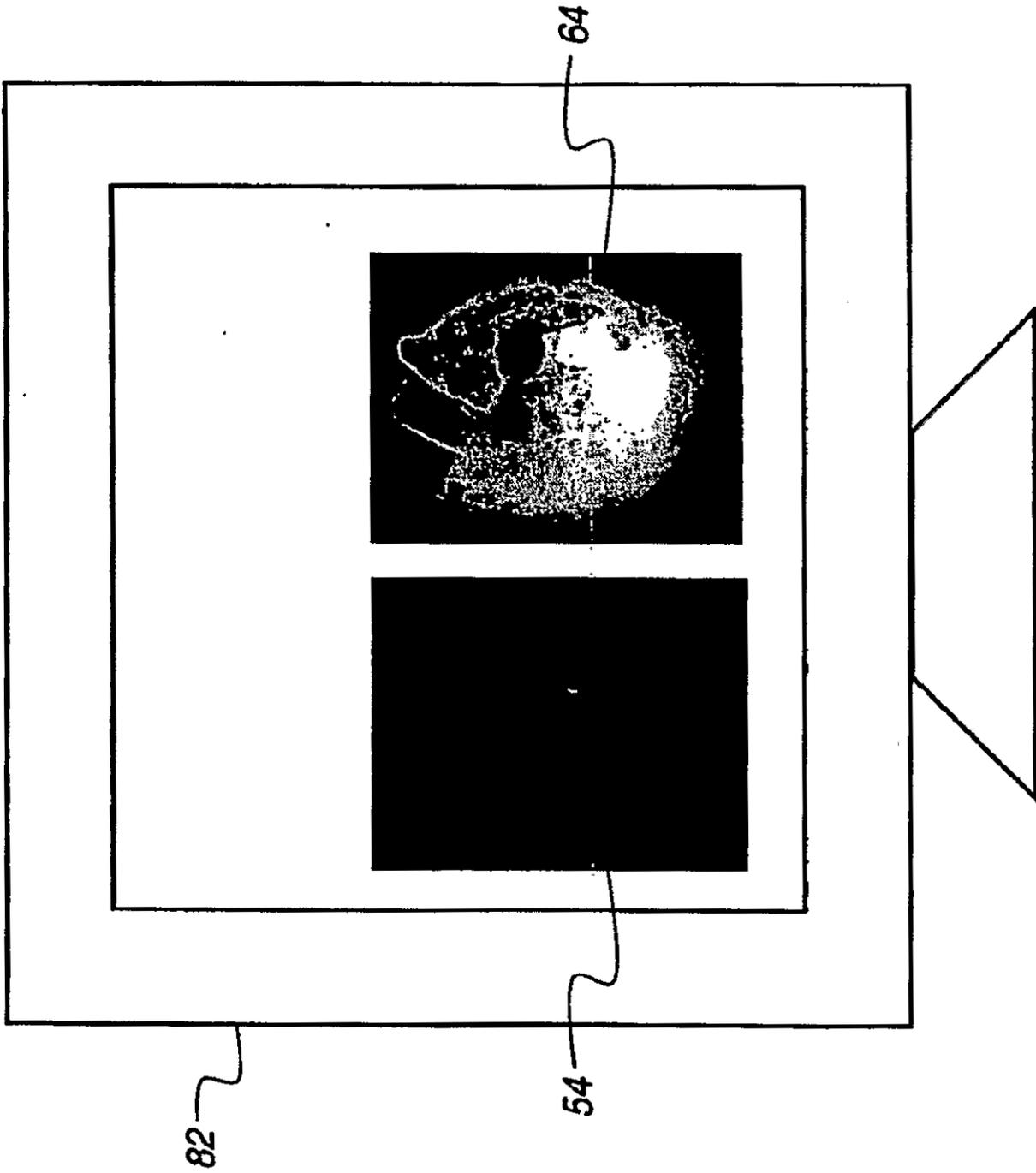


FIG. 12