

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 886 082**

51 Int. Cl.:

A61B 1/06 (2006.01)

A61B 1/24 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

G06T 7/00 (2007.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **13.04.2017** **PCT/IB2017/000513**

87 Fecha y número de publicación internacional: **19.10.2017** **WO17178889**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **13.04.2017** **E 17728644 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **09.06.2021** **EP 3442397**

54 Título: **Examen dental bifrecuencia**

30 Prioridad:

13.04.2016 US 201662321968 P

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

16.12.2021

73 Titular/es:

INSPEKTOR RESEARCH SYSTEMS B.V. (100.0%)
Gooilandseweg 10
1406 LL Bussum OT, NL

72 Inventor/es:

DE JOSSELIN DE JONG, ELBERT

74 Agente/Representante:

SUGRAÑES, S.L.P.

ES 2 886 082 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

Examen dental bifrecuencia

5 Campo

La presente invención se refiere al examen de estructuras bucales para identificar regiones cariadas. Más específicamente, la presente invención se refiere a sistemas y métodos para inducir la autofluorescencia de estructuras orales y analizar imágenes de las mismas para diferenciar entre superficies dentales cubiertas con placa dental y superficies limpias, y la detección de lesiones cariadas.

Antecedentes

Con la técnica QLF tradicional (excitación con luz que tiene una longitud de onda máxima de aproximadamente 405 nm y una captura de imagen con un filtro amarillo de paso largo o un filtro que bloquea la luz de excitación) pueden formarse imágenes de la fluorescencia de las porfirinas producidas por bacterias activas en el entorno intrabucal, ya que estas se muestran con un color rojo en comparación con los dientes sanos ante una cámara o ante el ojo.

Por lo tanto, el método tradicional visualiza la placa que cubre un diente en relación con su superficie limpia.

La placa inicial (reciente) (de menos de 3 días) es difícil de distinguir de esta manera, ya que el contraste es bajo entre las áreas cubiertas de placa y las áreas no cubiertas. Solo puede detectarse fácilmente la placa de más de 3-5 días.

La combinación de diferentes longitudes de onda de excitación, así como el uso de razones de fluorescencia rojo/verde, se ha usado en publicaciones anteriores con resultados prometedores en la discriminación de placa o diversos tipos de tejidos en las cavidades bucales. Las publicaciones de documentos de patente WO 2010/025122 A1, US 4 479 499A, US 2010/142777 A1 o US 2008/170764 muestran tales ejemplos.

Sumario

Se presenta una solución para detectar la fluorescencia roja de la placa reciente con mayor sensibilidad y especificidad que con el método tradicional.

Una realización de acuerdo con la presente divulgación es un dispositivo, sistema o kit que incluye elementos de iluminación, que proporcionan luz incidente con una longitud de onda máxima de aproximadamente 405 nm y aproximadamente 450 nm, respectivamente. Los elementos de iluminación respectivos se energizan por separado y la fluorescencia de los tejidos dentales bajo las luces respectivas se captura a través de un filtro de paso largo (que tiene una frecuencia de corte preferida a 520 nm) en imágenes separadas. Las imágenes se manipulan de manera que pueda accederse a las partes de las imágenes respectivas que se relacionan con la misma localización física en los tejidos dentales. Se crea una nueva imagen en función de los valores de los canales rojo y verde de las imágenes respectivas, incluida la imagen de línea de base más una superposición en donde cada píxel o región se selecciona en función de esos canales rojo y verde. En variaciones de esta realización, los elementos de iluminación de longitud de onda más larga tienen un máximo en el intervalo de 430-490 nm, y el filtro tiene una frecuencia de corte correspondiente en el intervalo de 440-540 nm.

En otras variaciones, la salida está en función de una razón de razones, donde el numerador es la razón entre la intensidad del canal rojo bajo la luz incidente de longitud de onda más larga y la intensidad del canal rojo bajo la luz incidente de longitud de onda más corta, y el denominador es la razón entre la intensidad del canal verde bajo la luz incidente de longitud de onda más larga y la intensidad del canal verde bajo la luz incidente de longitud de onda más corta. Esta razón puede cambiarse y escalarse para satisfacer una diversidad de posibles contextos de salida previstos, como se les ocurrirá a los expertos en la materia a la vista de la presente divulgación.

Otra realización es un método para visualizar o examinar un problema dental. Se proyecta una luz que tiene una longitud de onda máxima de aproximadamente 405 nm sobre el tejido dental y se hace pasar la fluorescencia generada a través de un filtro de paso largo (que tiene una frecuencia de corte de aproximadamente 520 nm) y se captura como una primera imagen digital. La luz de 405 nm se apaga y se ilumina una luz que tiene una longitud de onda máxima de aproximadamente 450 nm. De manera similar, se hace pasar la fluorescencia generada a través del filtro de paso largo y se captura como una segunda imagen digital. Las imágenes se alinean y la salida (como se ha descrito anteriormente) se genera en función de ambas imágenes.

Breve descripción de los dibujos

La figura 1 es una vista esquemática de un sistema para capturar y analizar imágenes de acuerdo con una realización de la presente divulgación.

La figura 2 es una gráfica a modo de ejemplo de respuestas de autofluorescencia de tejido dental sano y cariado bajo una luz incidente de 405 nm y 450 nm.

Descripción

Con el fin de favorecer la comprensión de los principios de la presente invención, definidos por las reivindicaciones adjuntas, se hará referencia, a continuación, a la realización ilustrada en los dibujos y se usará un lenguaje específico para describir la misma. Se entenderá, sin embargo, que no por ello se pretende limitar el alcance de la invención; se contemplan todas las alteraciones y modificaciones adicionales de las realizaciones descritas o ilustradas, y todas las aplicaciones adicionales de los principios de la invención tal como se ilustran en las mismas, como se les ocurriría normalmente a los expertos en la materia a la que se refiere la invención.

En general, una forma del presente sistema proyecta una luz de aproximadamente 405 nm sobre el tejido dental y captura una imagen filtrada de ese tejido, proyecta a continuación una luz de aproximadamente 450 nm sobre el tejido dental y captura una imagen filtrada de ese tejido. Las imágenes se alinean automáticamente y se analizan las imágenes respectivas en cada píxel de la superficie de tejido. En algunas realizaciones de esta forma, la imagen de salida se genera con datos adicionales (tal como un color determinado) superpuestos para indicar tejido cariado. En otras realizaciones, un espectro de colores y/o una escala proporcional de tonos, intensidad, nivel alfa u otras características se usan para ilustrar la edad detectada de la lesión.

En el presente documento, la exposición aprovecha los datos ilustrados en la figura 2, en concreto, que los tejidos dentales limpios y cariados tienen diferentes respuestas de autofluorescencia cuando se exponen a una luz incidente alrededor de las longitudes de onda de 405 nm y 450 nm. Estas gráficas proporcionan la visualización de los datos capturados por una cámara multiespectral, donde cada curva se ha normalizado a 580 nm. Como puede observarse en la figura 2, mientras que el tejido limpio presenta más fluorescencia que la placa reciente en longitudes de onda más bajas (en la parte verde del espectro visible) y menos que la placa reciente en longitudes de onda más altas (rojo) bajo una luz incidente de 405 nm, mientras esté bajo una luz incidente de 450 nm, el tejido limpio y la placa reciente presentan una fluorescencia similar en el intervalo verde, mientras que divergen (presentando la placa reciente más fluorescencia) en el intervalo rojo.

Volviendo a la figura 1, el sistema 100 incluye una cámara 102 configurada para capturar imágenes a través de un filtro de paso largo 104. En esta realización, el anillo 106 es, en general, anular y soporta una pluralidad de elementos de iluminación que incluyen unos LED 108 de 405 nm y unos LED 109 de 450 nm. El anillo 106 está situado alrededor de la circunferencia de la parte delantera de la cámara 102 o del filtro de paso largo 104, de manera que los LED 108, 109 emiten su luz sustancialmente a lo largo del eje óptico de la cámara 102. La salida de la cámara 102 está en comunicación con el aparato de procesamiento de imágenes 110, que en esta realización produce una salida visible para humanos a través de la pantalla 120.

Durante la operación, el sistema 100 podría usarse para evaluar, diagnosticar o caracterizar el estado de uno o más de los dientes 130 de un paciente. Para este fin, la cámara 102 apunta en la dirección general de la boca 135 del paciente y enfoca los dientes 130 del paciente. En algunas realizaciones, esta operación de enfoque se produce manualmente, mientras que en otras se produce automáticamente usando técnicas digitales u ópticas como se les ocurrirá a los expertos en la materia. En algunas realizaciones, el enfoque se produce usando uno o más elementos de iluminación en el anillo 106, y en algunas realizaciones el enfoque se produce usando luz ambiente y/o blanca procedente de otra fuente (no mostrada).

A continuación, el sistema 100 captura dos imágenes como se expondrá más adelante. El primer conjunto de LED 108 en el anillo 106 se energiza, exponiendo los dientes 130 del paciente a una luz incidente que tiene una longitud de onda máxima de aproximadamente 405 nm. A continuación, los dientes 130 del paciente se someten a autofluorescencia de manera diferencial, como se entiende bien en la técnica, incluyendo lo descrito en las patentes de Estados Unidos números 6.231.338, 7.813.787 y 7.813.790. El filtro de paso largo 104 filtra la luz resultante de la fluorescencia de los dientes 130 del paciente, y la cámara 102 captura la luz filtrada como una primera imagen.

A continuación, se desenergiza el primer conjunto de LED 108 en el anillo 106 y se energiza el segundo conjunto de LED 109 en el anillo 106, exponiendo los dientes 130 del paciente a una luz incidente que tiene una longitud de onda máxima de aproximadamente 450 nm. A continuación, los dientes 130 del paciente se someten a autofluorescencia de manera diferencial, de un modo ligeramente diferente (véase la figura 2), el filtro de paso largo 104 filtra la luz resultante de la autofluorescencia y la cámara 102 captura una segunda imagen.

El dispositivo de procesamiento de imágenes 110 recibe las dos imágenes de la cámara 102, las coloca en la misma posición y, por lo tanto, susceptibles de comparación, de manera que los píxeles obtenidos de cada imagen que se corresponden con la misma localización en los dientes 130 del paciente puedan operarse matemáticamente. Pueden usarse diversas técnicas conocidas por los expertos en la materia para esta etapa de recolocación o "registro". En algunas realizaciones, la segunda imagen se selecciona automáticamente de un flujo de video mediante un sistema automático que compara la primera imagen (tomada bajo los LED 108) con cada fotograma del flujo de video (tomado bajo los LED 109) hasta que se encuentra y captura un fotograma suficientemente registrado. Una técnica de comparación dinámica a modo de ejemplo se muestra en la patente de Estados Unidos 6.597.934, pero pueden usarse otras técnicas como se les ocurrirá a los expertos en la materia.

A continuación, el dispositivo de procesamiento de imágenes 110 produce una imagen de salida en donde los componentes visuales de cada píxel están en función de los valores de color de los píxeles obtenidos de las posiciones correspondientes en las dos imágenes de entrada. En algunas formas de la presente realización, el píxel de salida se calcula como

$$G_{pix} = (1 \frac{R_{450nm}}{R_{405nm}} \cdot \frac{G_{405nm}}{G_{450nm}} | \beta) \cdot \alpha$$

donde α es una constante de escala, β es una constante que desvía el resultado hacia un intervalo deseado, valores de píxel de un solo color R_{450nm} , R_{405nm} , G_{405nm} , y G_{450nm} son los valores de color de píxel rojo o verde en la imagen capturada bajo una luz incidente de la frecuencia indicada, y G_{pix} . En algunas realizaciones, β es una función de las propiedades ópticas del equipo que se usa; datos empíricos sobre los valores de píxel relativos R_{450nm} , R_{405nm} , G_{405nm} , y G_{450nm} y/o los usos posteriores previstos de G_{pix} .

En una implementación de la realización ilustrada en la figura 1, el dispositivo de procesamiento de imágenes 110 crea uno de dos tipos de imágenes para su visualización en el dispositivo de visualización 120. En un tipo de imagen, la imagen de salida está construida en unos canales rojo, azul y verde, donde los canales azul y verde se eligen en función del brillo general de las imágenes originales en esa localización de píxel (por ejemplo, $(R_{405nm} + R_{450nm} + G_{405nm} + G_{450nm} + B_{405nm} + B_{450nm})/6$), y el canal rojo es G_{pix} .

Otro tipo de imagen se genera en algunas realizaciones creando una imagen de base que toma el promedio de los valores de color de píxel respectivos de cada canal de las imágenes originales, superponiéndose a continuación el color en función de G_{pix} en esa localización. En algunas realizaciones, esta superposición es una constante, rojo brillante siempre que G_{pix} supere un umbral específico en esa localización. En otras realizaciones, la superposición es un color rojo que se ajusta en brillo en función de G_{pix} (por ejemplo, donde tanto el canal rojo R de la imagen de salida como G_{pix} están en una escala de 0-255, $R = 128 + (G_{pix}/2)$). En otras realizaciones más, la imagen base es una tercera imagen capturada bajo luz blanca o una versión con corrección de color de una o ambas imágenes capturadas bajo los LED 108 y/o 109. En otras realizaciones más, el color del píxel de salida se selecciona para tener un tono, valor alfa, brillo, u otra característica que varía con G_{pix} .

Por lo tanto, un método para examinar los tejidos dentales incluye iluminar los tejidos dentales con una luz de 405 nm, filtrar la fluorescencia producida a través de un filtro de paso largo que tiene una frecuencia de corte de aproximadamente 520 nm y capturar una primera imagen. A continuación, se ilumina una luz de 450 nm, la fluorescencia producida se hace pasar de manera similar a través del filtro de paso largo y se captura una segunda imagen. Las dos imágenes se analizan para determinar cómo mapear partes respectivas de cada imagen en el tejido dental y/o posiciones específicas, y la salida se genera en función de uno o dos componentes de color de las imágenes primera y segunda en los puntos respectivos relacionados con la misma parte del tejido.

Las diversas actividades de procesamiento de imágenes realizadas por las diversas implementaciones de este sistema y método se implementan usando una programación especial almacenada en un dispositivo de memoria y ejecutada por un procesador, todo lo que se les ocurrirá a los expertos en la materia. Por ejemplo, un "dispositivo de procesamiento de imágenes", como se ha denominado genéricamente este ejemplo, incluye un procesador en comunicación con una memoria, una o unas interfaces de entrada, una o unas interfaces de salida y una interfaz de red. La memoria almacena una diversidad de datos, pero también está codificada con unas instrucciones de programación ejecutables para realizar las funciones descritas. La potencia, la tierra, el reloj, y otras señales y circuitos se usan según sea apropiado, como entenderán e implementarán fácilmente los expertos en la materia.

La interfaz de red conecta el ordenador a una red de datos para la comunicación de datos entre el ordenador y otros dispositivos conectados a una red de datos, tales como un sistema móvil, satélite, Wifi, WiMAX, u otro sistema que se les ocurra a los expertos en la materia. La o las interfaces de entrada gestionan la comunicación entre el procesador y una o más pantallas táctiles, sensores, pulsadores, UART, receptores o transceptores de IR y/o RF, decodificadores u otros dispositivos, así como los dispositivos de teclado y ratón tradicionales. La o las interfaces de salida proporcionan una señal de video a una pantalla y pueden proporcionar señales a uno o más dispositivos de salida adicionales, tales como LED, LCD o dispositivos de salida de audio, dispositivos multimedia locales, dispositivos de notificación local, o una combinación de estos y otros dispositivos y técnicas de salida, como se les ocurrirá a los expertos en la materia.

El procesador en algunas realizaciones es un microcontrolador, unidad de procesamiento gráfico, unidad de procesamiento acelerado o microprocesador de propósito general que lee su programa de la memoria. El procesador puede estar compuesto por uno o más componentes configurados como una sola unidad. Como alternativa, cuando está en forma multicomponente, el procesador puede tener uno o más componentes localizados en remoto con respecto a los demás. Uno o más componentes del procesador pueden ser de la diversidad electrónica que incluye circuitos digitales, circuitos analógicos, o ambos. En algunas realizaciones, el procesador es de una disposición de microprocesador de circuito integrado convencional, tal como uno o más procesadores CORE i3, i5 o i7 de INTEL Corporation de 2200 Mission College Boulevard, Santa Clara, California 95052, Estados Unidos, o procesadores

SEMPRON, ATHLON o A-Series de Advanced Micro Devices, One AMD Place, Sunnyvale, California 94088, Estados Unidos. En algunas realizaciones, uno o más procesadores de ordenador con conjunto de instrucciones reducidas (RISC), unidades de procesamiento gráfico (GPU), circuitos integrados de aplicación específica (ASIC), microprocesadores de propósito general, matrices lógicas programables, unidades de control de motor u otros dispositivos pueden usarse solos o en combinaciones, como se les ocurrirá a los expertos en la materia.

De manera similar, la memoria en diversas realizaciones incluye uno o más tipos, tales como memoria electrónica de estado sólido, memoria magnética o memoria óptica, solo por nombrar unos pocos. A modo de ejemplo no limitante, la memoria puede incluir una memoria de acceso aleatorio (RAM) electrónica de estado sólido, una memoria secuencialmente accesible (SAM) (tal como la variedad primera que entra, primera que sale (FIFO), o la variedad última que entra, primera que sale (LIFO)), una memoria de solo lectura programable (PROM), una memoria de sólo lectura programable eléctricamente (EPROM) o una memoria de sólo lectura programable y borrable eléctricamente (EEPROM); una memoria de disco óptico (tal como un DVD o CD-ROM grabable, regrabable o de solo lectura); un disco duro codificado magnéticamente, un disquete, una cinta o medio de cartucho; una unidad de estado sólido o híbrida; o una pluralidad y/o combinación de estos tipos de memoria. Además, la memoria en diversas realizaciones es volátil, no volátil, o una combinación híbrida de variedades volátiles y no volátiles de señal no transitoria.

En el presente documento, cuando se describe que una acción se produce "en función de" una cosa específica, el sistema está configurado de manera que la acción se realice de diferentes formas dependiendo de la identidad o una o más de distintas características de la cosa.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema para examinar visualmente el tejido dental, que comprende:

- 5 una primera fuente de luz (108) que tiene una primera longitud de onda máxima;
una segunda fuente de luz (109) que tiene una segunda longitud de onda máxima que es al menos 10 nm más larga que la primera longitud de onda máxima;
un procesador;
una unidad de formación de imágenes (102); y
10 una memoria en comunicación con el procesador, almacenando la memoria instrucciones de programación ejecutables por el procesador para:

- usando la unidad de formación de imágenes (102), capturar una primera imagen del tejido dental bajo la primera fuente de luz (108);
15 usando la unidad de formación de imágenes (102), capturar una segunda imagen del tejido dental bajo la segunda fuente de luz (109);
determinar un primer valor de rojo y un primer valor de verde asociados con un punto en el tejido dental como se muestra en la primera imagen;
determinar un segundo valor de rojo y un segundo valor de verde asociados con el punto en el tejido dental como se muestra en la segunda imagen;
20 crear una tercera imagen del tejido dental, donde una parte de la tercera imagen que representa el punto en el tejido dental se adapta usando una función de modificación que está en función tanto de

- (i) una relación entre el primer valor de rojo y el segundo valor de rojo, como de
25 (ii) una relación entre el primer valor de verde y el segundo valor de verde, en donde:

- la relación entre el primer valor de rojo y el segundo valor de rojo es una razón entre el segundo valor de rojo y el primer valor de rojo; y
la relación entre el primer valor de verde y el segundo valor de verde es una razón entre el primer valor de verde y el segundo valor de verde,
30 **caracterizado por que** la función de modificación está en función de la razón entre el segundo valor de rojo y el primer valor de rojo, multiplicada por la razón entre el primer valor de verde y el segundo valor de verde.

2. El sistema de la reivindicación 1, en donde la función de modificación está en función de G_{pix} , α es una constante de escala, β es una constante que desvía G_{pix} a un intervalo deseado, y

$$G_{pix} = (1 - \frac{R_{450nm}}{R_{405nm}} \cdot \frac{G_{405nm}}{G_{450nm}} + \beta) \cdot \alpha.$$

3. El sistema de la reivindicación 2, en donde, en las partes de la tercera imagen en las que G_{pix} supera un umbral predeterminado, la adaptación aumenta el brillo de tales partes en relación con las partes restantes de la tercera imagen.

4. El sistema de la reivindicación 3, en donde, en las partes de la tercera imagen en las que G_{pix} supera un umbral predeterminado, la adaptación aumenta la intensidad en el canal de color rojo de tales partes en relación con las partes restantes de la tercera imagen.

5. Un método para observar el tejido dental, que comprende:

- iluminar el tejido dental con una primera luz (108) que tiene una primera longitud de onda máxima y capturar una primera imagen del tejido dental;
50 iluminar el tejido dental y una segunda luz (109) que tiene una segunda longitud de onda máxima y capturar una segunda imagen del tejido dental;
determinar un primer valor de rojo y un primer valor de verde asociados con un punto en el tejido dental como se muestra en la primera imagen;
55 determinar un segundo valor de rojo y un segundo valor de verde asociados con el punto en el tejido dental como se muestra en la segunda imagen;
crear una tercera imagen del tejido dental, donde una parte de la tercera imagen que representa el punto en el tejido dental se adapta usando una función de modificación que está en función tanto de

- (i) una relación entre el primer valor de rojo y el segundo valor de rojo, como de
60 (ii) una relación entre el primer valor de verde y el segundo valor de verde, en donde:

- la relación entre el primer valor de rojo y el segundo valor de rojo es una razón entre el segundo valor de rojo y el primer valor de rojo; y
65 la relación entre el primer valor de verde y el segundo valor de verde es una razón entre el primer valor de verde y

el segundo valor de verde,

caracterizado por que la función de modificación está en función de:

la razón entre el segundo valor de rojo y el primer valor de rojo, multiplicada por la razón entre el primer valor de verde y el segundo valor de verde.

- 5 6. El método de la reivindicación 5, en donde la función de modificación está en función de G_{pix} , α es una constante de escala, β es una constante que desvía G_{pix} a un intervalo deseado, y

$$G_{pix} = (1 - \frac{R_{450nm}}{R_{405nm}} \cdot \frac{G_{405nm}}{G_{450nm}} + \beta) \cdot \alpha.$$

- 10 7. El método de la reivindicación 6, en donde la adaptación es para aumentar el brillo de las partes de la tercera imagen en las que G_{pix} supera un umbral predeterminado.

- 15 8. El método de la reivindicación 6, en donde la adaptación es para aumentar la intensidad en el canal de color rojo de las partes de la tercera imagen en las que G_{pix} supera un umbral predeterminado.

9. El sistema de la reivindicación 1 o el método de la reivindicación 5, en donde la adaptación es un cambio a un tono, valor alfa o brillo de la parte de la tercera imagen.

- 20 10. El sistema de la reivindicación 1 o el método de la reivindicación 5, que comprende además una pantalla; y en donde las instrucciones de programación pueden ejecutarse además por el procesador para mostrar la tercera imagen en la pantalla.

- 25 11. El sistema de la reivindicación 1 o el método de la reivindicación 5, que comprende además un dispositivo de almacenamiento no volátil; y en donde las instrucciones de programación pueden ejecutarse además por el procesador para guardar la tercera imagen en el dispositivo de almacenamiento no volátil.

- 30 12. El sistema de la reivindicación 1 o el método de la reivindicación 5, en donde:

la primera longitud de onda máxima es de al menos 400 nm y no más de 410 nm; y
la segunda longitud de onda máxima es de al menos 415 nm y no más de 500 nm.

- 35 13. El sistema de la reivindicación 1 o el método de la reivindicación 5, en donde:

la primera longitud de onda máxima es de aproximadamente 405 nm; y
la segunda longitud de onda máxima es de aproximadamente 450 nm.



