



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 356 301**

51 Int. Cl.:

A61B 5/00 (2006.01)

G01N 21/64 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **08716096 .6**

96 Fecha de presentación : **28.02.2008**

97 Número de publicación de la solicitud: **2120682**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **25.11.2009**

54

Título: **Procedimiento y dispositivo para evaluar grupos de imágenes fluorescentes y dispositivo para su realización.**

30

Prioridad: **17.03.2007 DE 10 2007 014 413**

45

Fecha de publicación de la mención BOPI:
06.04.2011

45

Fecha de la publicación del folleto de la patente:
06.04.2011

73

Titular/es: **DÜRR DENTAL AG.**
Hopfigheimer Strasse 17
74321 Bietigheim-Bissingen, DE

72

Inventor/es: **Thoms, Michael y**
Maier, Raimund

74

Agente: **Pablos Riba, Julio de**

ES 2 356 301 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).

DESCRIPCION

La invención concierne a un procedimiento para evaluar grupos de imágenes fluorescentes y a un dispositivo para su realización.

5 Por ejemplo, por el documento DE 10 2004 491 A1 se conoce el recurso de diferenciar tejido enfermo y sano por medio de su color. Si se irradia esmalte dental o un tejido similar con luz azul o ultravioleta, entonces el tejido fluoresce, observándose en tejidos sanos y enfermos diferentes proporciones espectrales en la luz fluorescente, por ejemplo diferentes proporciones de rojo y verde.

10 Se puede utilizar ahora la modificación de la proporción de rojo o la modificación de la proporción de verde para reconocer tejido enfermo. Una detección especialmente sensible de tejido enfermo tiene éxito siempre y cuando se investigue la relación entre la proporción de rojo y la proporción de verde de la luz fluorescente (documento DE 10 2004 024 494 A1).

El documento DE 10 207 918 A1 revela un procedimiento según el preámbulo de la reivindicación 1.

En los procedimientos conocidos para reconocer tejido enfermo a partir de imágenes fluorescentes es desventajoso todavía que el resultado se vea influido por luz secundaria (luz parásita).

15 Por tanto, mediante la presente invención se pretende indicar un procedimiento y un dispositivo para evaluar imágenes fluorescentes realizadas desde el mismo lugar de toma, en los que se eviten las influencias perturbadoras de luz secundaria o parásita.

Este problema se resuelve según la invención gracias a un procedimiento según la reivindicación 1 y a un dispositivo para su realización según la reivindicación 17.

20 Según la invención, a partir de dos imágenes parciales del mismo sitio de un objeto (tejido), tomadas a diferentes longitudes de onda, se crea una imagen cociente que reproduce píxel a píxel la relación de las intensidades en la primera imagen parcial y en la segunda imagen parcial. Para esta imagen cociente se calcula un espectro de distribución que indica la frecuencia con la que se obtiene el cociente entre las señales de imagen parcial. Este espectro se caracteriza por una curva de distribución que tiene un máximo y por una anchura, por ejemplo una anchura de valor mitad.

25 La forma de esta curva de distribución es prácticamente independiente de las influencias de la luz parásita. Debido a la luz parásita procedente del entorno se tiene que, según el color de la luz parásita, la curva de distribución sólo se desplaza de una forma más o menos extensa en la dirección de las abscisas del sistema de coordenadas que se utiliza para representar la curva de distribución, y, en algunos casos, también se ensancha esta curva.

30 Según la invención, las propiedades características independientes de la luz parásita de la curva de distribución se utilizan ahora para determinar un valor umbral que se emplea para la diferenciación entre tejido enfermo y sano. Utilizando este valor umbral se crea una imagen de contraste en la que, por ejemplo, se utilizan aquellos píxeles para los cuales se rebasa el valor umbral calculado como se ha descrito anteriormente.

35 De esta manera, se obtiene una representación muy expresiva de zonas de tejido enfermo en la imagen de contraste y se pueden distinguir sobre ésta, de forma segura, zonas de tejido enfermo que no se veían claramente en la imagen completa original del objeto.

Perfeccionamientos ventajosos de la invención se indican en las reivindicaciones subordinadas.

Una imagen de contraste generada según la reivindicación 2 se caracteriza por la diferenciación especialmente manifiesta de tejido enfermo y no enfermo.

40 Si la imagen cociente se forma directamente a partir de las intensidades de los píxeles de la imagen completa, entonces la imagen cociente está fuertemente afectada de ruido, especialmente en las zonas de pequeña intensidad, ya que pequeñas variaciones en el denominador de una fracción conducen a grandes variaciones en el valor de la fracción. En un procedimiento según la reivindicación 3 está debilitado este ruido provocado por la formación de cociente, siendo el debilitamiento tanto más fuerte cuanto mayor sea la constante añadida a las señales de imagen parcial. Recíprocamente, con una constante creciente se reduce, naturalmente, la sensibilidad del diagnóstico. Mediante una elección adecuada de la constante, para la cual se puede fijar un valor de partida deducido de tomas de imagen anteriores, que puede adaptarse después en cada caso particular a las condiciones actuales de la toma de imagen del tejido, se puede lograr un compromiso útil para la práctica entre la ausencia de ruido y la sensibilidad del diagnóstico.

El procedimiento según la reivindicación 4 tiene en cuenta factores de amplificación fuertemente diferentes para las intensidades de píxel de las imágenes parciales cuando se utilizan éstas en la igualación del color.

50 Con el perfeccionamiento de la invención según la reivindicación 5 se consigue que, gracias a la eliminación del ruido, la formación de cociente de la zona dinámica de la imagen cociente se aproxime a la de la imagen completa.

Según la reivindicación 6, el alisado de la imagen cociente puede ajustarse de conformidad con la respectiva proporción de ruido encontrada en las imágenes parciales.

La reivindicación 7 indica valores preferidos para la constante que pueden utilizarse durante la generación de una imagen cociente no afectada de ruido.

5 Frecuentemente, la curva de distribución derivada de la imagen cociente puede representarse por una curva analítica y, en este caso, según la reivindicación 8, se pueden determinar por vía de cálculo, de manera automática y sencilla, las magnitudes características interesantes de la curva de distribución (máximo y anchura).

Para muchos casos de aplicación es especialmente favorable una curva de distribución en forma de una curva de Gauss o una distribución normal, como se indica en la reivindicación 9.

10 Según la reivindicación 10, el valor umbral que se utiliza para la diferenciación entre tejido enfermo y sano puede fijarse de una manera adaptada a las respectivas condiciones de toma de imagen encontradas.

En este caso, en el procedimiento según la reivindicación 11 no se consideran aquellas partes de la curva de distribución que están afectadas de mayores inseguridades condicionadas por el sistema o aleatorias.

15 La separación entre secciones aprovechadas y desechadas de la curva de distribución se puede efectuar, según la reivindicación 12, de una manera sencilla y rápida.

En este caso, los valores indicados en la reivindicación 13 han demostrado ser especialmente adecuados para recortar las secciones de pie de la curva de distribución que están fuertemente afectados de aleatoriedades.

20 Con el procedimiento indicado en la reivindicación 14 se obtiene una adaptación automática todavía mejor del valor umbral - que diferencia entre valor enfermo y sano - a la situación de toma de imagen actual. En este caso, por un lado, se supera el peligro de que no se reconozcan zonas enfermas y, por otro lado, se mantiene pequeño el peligro de que zonas sanas se representen falsamente como zonas enfermas.

La ponderación indicada en la reivindicación 15 entre los dos factores parciales que determinan el valor umbral se ha revelado como especialmente favorable.

25 El perfeccionamiento de la invención según la reivindicación 16 permite poner en relación las zonas enfermas con la imagen completa del objeto de una manera fácilmente detectable. Se puede ver con facilidad qué zonas del objeto han sido patológicamente modificadas.

Un dispositivo como el que se indica en la reivindicación 18 se puede construir de manera muy sencilla utilizando componentes habituales en el comercio y baratos.

30 Un dispositivo según la reivindicación 19 es de nuevo ventajoso con miras a la asociación espacial de zonas de tejido enfermas y el objeto completo.

En un dispositivo según la reivindicación 20 se pueden solicitar discrecionalmente diferentes imágenes interesantes del objeto.

A continuación, se explica con más detalle la invención ayudándose de un ejemplo de realización y haciendo referencia al dibujo. En éste muestran:

35 La figura 1, una representación esquemática de una cámara de fluorescencia dental, así como un diagrama de bloques de una unidad de servicio y evaluación utilizada con ésta;

La figura 2, una imagen completa de la superficie de masticación de un diente con una lesión inicial/fisura;

La figura 3, tres imágenes parciales de la superficie de masticación mostrada en la figura 2, que corresponden a los colores rojo, verde y azul;

40 La figura 4, una imagen cociente que se ha obtenido por división píxel a píxel de la imagen roja por la imagen verde de la superficie de masticación;

La figura 5, una imagen completa modificada de la superficie de masticación que se ha obtenido por multiplicación de la imagen completa de la figura 2 por la imagen cociente de la figura 4;

45 La figura 6, la distribución de frecuencia de píxeles en la imagen cociente registrada en función de la relación rojo/verde de las señales de imagen pixelada; y

La figura 7, una imagen de contraste que se ha derivado de la imagen cociente de la figura 4 teniendo en cuenta la distribución de píxeles de la figura 6.

En la figura 1 se designa en su totalidad con 10 una pieza de mano de una cámara de fluorescencia dental. Comprende una óptica 12 que está ilustrada esquemáticamente como una lente individual, y tres convertidores de imagen 14R, 14G y 14B para los colores rojo, verde y azul, que son solicitados por medio de los divisores de haz dicróicos 16R, 16G y 16B con la imagen de un diente 18 generada por la óptica 12.

5 Cuando a continuación se describan realizaciones que se apliquen de la misma manera a todos los convertidores de imagen o a todos los filtros, se renunciará a añadir las letras R, G y B.

10 Por motivos de una representación clara, los convertidores de imagen 14 están representados en la figura 1 a la misma distancia del eje óptico de la pieza de mano 10 de la cámara. En realidad, las distancias son diferentes, de tal modo que el recorrido completo de la luz entre la óptica 12 y los convertidores de imagen es el mismo para los diferentes convertidores de imagen.

Los convertidores de imagen 14 pueden ser transformadores de imagen CCD o CMOS usuales y almacenan cada uno de ellos una imagen que comprende píxeles dispuestos en filas y columnas. La lectura de estos píxeles se realiza por filas o columnas, tal como se conoce por los convertidores de imagen de este tipo.

15 Para los fines de la presente descripción se supondrá que los convertidores de imagen y los diferentes circuitos de mando a describir más adelante con mayor exactitud, conectados a ellos, presentan eventualmente una respectiva memoria que puede contener una imagen completa. Estas memorias son en sí conocidas y no necesitan describirse con detalle. Asimismo, cada uno de los circuitos de mando tiene una memoria en el lado de entrada y una memoria en el lado de salida, de modo que el propio circuito de mando y los circuitos de mando unidos a él pueden acceder cada uno de ellos a una imagen completa.

20 Los convertidores de imagen 14R y 14G están unidos con dos entradas de un circuito de cálculo 20 que genera una imagen cociente a partir de las correspondientes imágenes parciales en rojo y verde. Esto se realiza píxel a píxel calculando el cociente de señal $Q_{RG}(i)$ para cada píxel i con la intensidad $I_R(i)$ o $I_G(i)$. En este caso, antes de la formación del cociente se asigna a cada una de las señales $I_R(i)$ e $I_G(i)$ una constante a_R o a_G que el circuito de cálculo 20 recibe del exterior.

Por tanto, los píxeles $Q(i)$ de la imagen cociente vienen dados por la ecuación:

$$25 \quad Q(i) = (I_R(i)+a_R)/(I_G(i)+a_G),$$

cumpléndose preferiblemente la condición:

$$a_R/a_G = \text{Valor medio } (I_R(i)/I_G(i))$$

Si las intensidades promediadas no se diferencian considerablemente, puede elegirse de forma aproximada:

$$a_R = a_G = a$$

30 Gracias a la adición de estas constantes a_R y a_G o a se consigue que, a pequeñas intensidades de señal $I_G(i)$, las fluctuaciones originadas por el ruido no se traduzcan en grandes variaciones del cociente.

En la práctica, se ha acreditado un valor para a en el rango entre 30 y 120, preferiblemente entre 50 y 100, y aún más preferiblemente de alrededor de 80.

35 Para intensidades I_R e I_G muy pequeñas se obtiene para la relación de intensidad aproximadamente el valor 1 cuando se utiliza una sola a , cuyo valor se obtiene también para tejido sano ajustando los factores de amplificación para I_R e I_G durante la igualación del color. Si la igualación del color para I_R e I_G viene dada por factores de amplificación muy diferentes, puede trabajarse convenientemente con diferentes a_R y a_G , tal como se comenta anteriormente.

40 Por tanto, a la salida del circuito de cálculo 20 se obtiene una imagen cociente cuyos píxeles muestran cada uno de ellos la magnitud de la relación entre la proporción de rojo y la proporción de verde en la imagen completa original del diente 18.

Otro circuito de cálculo 22 es solicitado por el lado de entrada con la imagen cociente y calcula a partir de ésta una curva de distribución de la imagen cociente, es decir, establece la magnitud de la frecuencia H de píxeles $Q(i)$ para los cuales el cociente $Q(i)$ tiene un valor determinado q .

45 El resultado que pone a disposición el circuito de cálculo 22 es una curva de distribución como la que se representa en la figura 6.

Con esta curva de distribución se solicita otro circuito de cálculo 24 que determina la anchura para la curva de distribución.

50 El circuito de cálculo 24 puede trabajar de modo que determine la anchura de valor mitad simplemente a partir de la curva de distribución medida. No obstante, puede trabajar también preferiblemente de modo que una curva analítica se adapte a la curva de distribución medida a través de un ajuste de mínimos cuadrados. En este caso, como función de

distribución se elige preferiblemente una función de Gauss.

En el presente caso, esta función tiene entonces la forma:

$$H(q) = A \exp (-0,5(q-\mu)/\sigma)^2),$$

en donde μ es el valor Q en el que está situado el máximo de la curva de Gauss, y σ es la desviación estándar de la curva de Gauss.

En particular, el circuito de cálculo 24 trabaja de modo que utilice de entre las señales de cociente medidas solamente aquellas cuyo valor sea mayor que un umbral prefijado s que se notifica al circuito de cálculo desde el exterior. De esta manera, se garantiza que las aleatoriedades en el cociente de píxeles de pobre intensidad no se propaguen a la determinación de la amplitud y de la anchura de valor mitad de la función de Gauss.

La señal de salida del circuito de cálculo 24 es proporcionada también a otro circuito de cálculo 26 que calcula el valor medio m de la curva de distribución. Esto puede realizarse, por ejemplo, de forma analítica tomando como base la amplitud y la desviación estándar de la función de Gauss establecida.

Otro circuito de cálculo 28 sirve para calcular un valor umbral S que deberá hacer posible la diferenciación entre tejido enfermo y sano. Este valor umbral se calcula según la ecuación:

$$S = m+b*\sigma$$

En este caso, m es el valor medio de la curva de distribución calculado como se ha descrito antes y σ es su desviación estándar.

Otro circuito de cálculo 30 es solicitado, por un lado, con el valor umbral S y, por otro lado, con la imagen cociente. Este circuito modifica la imagen cociente píxel a píxel teniendo en cuenta la intensidad del píxel individual y el valor umbral S .

La modificación puede ser una variación de intensidad y/o una variación de color. Preferiblemente, se realiza siempre también una variación de la intensidad.

Para aquellos píxeles cuya intensidad sea mayor que el valor umbral, se eleva una vez más, por ejemplo, la intensidad; para aquellos píxeles para los que la intensidad de píxel sea más pequeña que el valor umbral, se debilita la intensidad. De esta manera, se obtiene una imagen cociente modificada o imagen de contraste en la que las zonas de tejido enfermas están fuertemente resaltadas.

Por tanto, estas zonas de tejido enfermas aparecen sobre una imagen débil de las zonas sanas del diente 18.

Como variante, la intensificación del contraste puede realizarse también de forma tan extrema que se proporcione un máximo completo de luminosidad a los píxeles con intensidades que sean mayores que el valor umbral S , mientras que a los otros píxeles se les asocia la luminosidad 0. Se obtiene así una imagen muy rica en contrastes de las zonas de tejido enfermas.

Como se puede ver en la figura 1, los tres convertidores 14R, 14G, 14B están unidos adicionalmente con las entradas de un circuito de superposición 32 en cuya salida se pone así a disposición una imagen completa que reproduce sin falseamiento la zona observada del diente.

En un circuito mezclador 34 pospuesto la imagen completa no falseada del diente se puede concatenar con la imagen de contraste calculada en el circuito de cálculo 30, por ejemplo por multiplicación píxel a píxel de las intensidades de las imágenes a concatenar.

Por medio de un conmutador 36, las diferentes imágenes anteriormente comentadas y la curva de distribución de los píxeles de la imagen cociente en función de la relación rojo/verde pueden trasladarse discrecionalmente a un ordenador 38 que controla todo el aparato. Este ordenador pone a disposición las constantes a , b y S que se necesitan en los circuitos de cálculo 20, 22 y 28. La puesta a disposición de estas constantes se realiza partiendo de valores básicos que están archivados en una memoria de masas conectada al ordenador 38, modificando a la vez, según el caso particular, las correcciones que se tienen en cuenta y que se ingresan con el teclado 40 del ordenador.

En un monitor 42 conectado al ordenador 38 pueden visualizarse las diferentes imágenes anteriormente comentadas. Estas imágenes pueden documentarse también permanentemente por medio de una impresora 44.

Para trasladar las diferentes imágenes a un archivo central y para intercambiar datos de pacientes con un archivo central, el ordenador 38 está conectado a una línea de datos 46 que puede ser parte de una red.

Con el aparato de diagnóstico anteriormente descrito pueden reconocerse especialmente zonas de tejidos cargadas de bacterias, por ejemplo en las superficies de los dientes.

Si se irradia el diente 18 con una fuente UV de luz ultravioleta, se tiene entonces en zonas sanas una fluorescencia

que es intensa en verde. Por el contrario, en las zonas de la superficie del diente que están cargadas de bacterias, la fluorescencia es más intensa en rojo.

Al aumentar el ataque de las bacterias contra el material de diente sano se reduce la imagen fluorescente verde. Gracias a la observación de la relación entre las imágenes fluorescentes roja y verde se puede crear así una visión general de las zonas sanas y enfermas del diente.

Como se expone anteriormente, el contraste entre tejidos de diente sanos y enfermos se puede mejorar formando píxel a píxel el cociente entre la imagen parcial roja del diente y la imagen parcial verde del diente, a cuyo fin se añade a las señales parciales rojas y verdes la respectiva constante a antes de la formación del cociente para evitar una mayor afectación de ruido de la señal de cociente.

Por las figuras 2 a 4 se puede ver que, gracias a la generación de la señal de cociente, se realiza un mejor realce de una caries inicial que exista en la zona de la fisura del diente.

La figura 6 muestra la distribución de frecuencia $H(q)$ de las intensidades de píxel de la imagen cociente.

Para la realización de esta distribución de frecuencia no se han tenido en cuenta valores con intensidad 0 en los canales rojo o verde.

En la curva de distribución de las luminosidades de la imagen cociente según la figura 6, el máximo de la curva de distribución está en 0,813. Según lo dicho anteriormente, las zonas enfermas están en valores más altos del cociente rojo/verde q .

En la figura 6 está representada en línea discontinua una distribución de Gauss obtenida por medio de un ajuste de mínimos cuadrados. La adaptación de la curva de Gauss se realizó sólo para aquellos puntos de medición en los que la frecuencia H asciende a no menos del 15% de la frecuencia máxima H_{max} .

Para esta curva se calcula una desviación estándar σ de 0,0194 y un valor medio de la distribución sobre una zona alrededor del máximo de aproximadamente $m = 0,813$. Como se ha dicho, para estos dos cálculos se toman en consideración solamente puntos de la curva de distribución en los que la frecuencia $H(q)$ ascienda a más del 15% del máximo.

El umbral S para el circuito de cálculo 30 se calcula según la fórmula:

$$S = m + b\sigma$$

eligiéndose $b \approx 3,4$.

Esto tiene como consecuencia que, en una imagen con 10^6 puntos de imagen y con un ruido estadístico de la señal de imagen, sólo alrededor de una proporción de $1,2 \times 10^{-6}$ de los puntos de imagen está en este umbral y una proporción todavía menor está por encima del umbral. En realidad, esto significa que prácticamente no suceda que puntos de imagen sanos se notifiquen falsamente como enfermos.

En la figura 7 se ha realizado la nítida ampliación del contraste antes comentada de la imagen de contraste en la que las zonas enfermas obtienen la luminosidad completa y las zonas sanas obtienen una pequeña luminosidad prefijada. Se aprecia que un sitio aún poco evidente en la imagen completa de la figura 2 aparece en la imagen de contraste según la figura 7 como un sitio enfermo. De hecho, en este sitio, durante una búsqueda selectiva con ayuda de la imagen de contraste, se encontraron posteriormente también bacterias al recurrir a una operación de tinción.

La ventaja del procedimiento anteriormente descrito y del dispositivo anteriormente descrito reside, en particular, en que, independientemente de un desplazamiento del máximo de la curva de distribución según la figura 6, tal como el que puede venir condicionado por luz extraña, se logra siempre el mismo resultado.

Dado que el procedimiento anteriormente expuesto trabaja con una evaluación estadística de la imagen cociente, se impide que, en el caso de señales fuertemente afectadas de ruido, zonas de tejido sanas se clasifiquen falsamente como enfermas.

En la odontología se proveen las lesiones del tejido duro de los dientes con las identificaciones D0, D1, D2 y D3. Con el procedimiento anteriormente descrito y con el aparato anteriormente descrito se pueden crear imágenes de contraste que representen deliberadamente lesiones a partir de una gravedad determinada. Esto se puede realizar de manera sencilla por medio de la correspondiente selección del valor umbral S .

Gracias a la actuación expuesta, se evita también que la luz secundaria falsee la detección de las zonas enfermas.

La invención se ha descrito anteriormente con referencia al reconocimiento de tejidos duros enfermos de los dientes. Se sobrentiende que el procedimiento y el dispositivo pueden utilizarse también en otros tejidos enfermos, por ejemplo en tumores de piel o cerebro, en los que deba detectarse el borde de la zona enferma. La única condición es que las

zonas sanas puedan caracterizarse por una determinada relación de intensidad de las imágenes parciales roja y verde que oscile localmente sólo un poco.

5 Se han descrito anteriormente un procedimiento y un dispositivo para evaluar imágenes fluorescentes (grupo de imágenes) tomadas del mismo sitio de un objeto a diferentes longitudes de onda, los cuales trabajan independientemente de la luz parásita. Con una cámara se generan dos imágenes parciales del tejido en rojo y verde. A partir de estas dos imágenes parciales se genera píxel a píxel una imagen cociente y se determina para esta imagen cociente la frecuencia a la que aparecen puntos de imagen con la misma relación de color, es decir que tienen concretamente una relación rojo/verde prefijada. Para la curva de distribución así obtenida se determinan el valor medio y la anchura. Estas dos magnitudes finales de la curva de distribución se utilizan para calcular un valor umbral que se utiliza para prefijar una acentuación del contraste. 10 Utilizando este valor umbral se modifica entonces la imagen cociente de modo que, por ejemplo, partes de la imagen correspondientes a zonas de tejido enfermas se resalten fuertemente.

El procedimiento y el dispositivo se pueden utilizar también cuando no sea posible un apantallamiento de luz secundaria o parásita.

REIVINDICACIONES

- 1.- Procedimiento para evaluar imágenes parciales fluorescentes de diferente longitud de onda que se obtienen del mismo sitio de un objeto por irradiación con luz de excitación, en el que se genera a partir de las dos imágenes parciales una imagen cociente por división píxel a píxel de las intensidades de píxel de las dos imágenes parciales, y se determina para la imagen cociente una curva de distribución que indica la frecuencia con la que aparece un cociente determinado, caracterizado porque se determina un valor umbral en función de la anchura y/o del valor medio de la curva de distribución, y porque se genera a partir de la imagen cociente una imagen de diagnóstico en la que se modifican de manera diferente los píxeles de la imagen cociente según cómo esté situada su intensidad con respecto al valor umbral, con lo que se obtiene una imagen de contraste.
- 2.- Procedimiento según la reivindicación 1, caracterizado porque los píxeles de la imagen cociente se amplifican en intensidad, en particular se llevan a una intensidad máxima, y/o se ajustan a un primer color cuando su intensidad es mayor que el valor umbral, y se atenúan en intensidad, en particular se llevan a una intensidad mínima, y/o se ajustan a un segundo color cuando su intensidad es más pequeña que el valor umbral.
- 3.- Procedimiento según la reivindicación 1 o 2, caracterizado porque se añade una respectiva constante a las señales de píxel de las dos imágenes parciales antes de la formación del cociente.
- 4.- Procedimiento según la reivindicación 3, caracterizado porque la relación de las dos constantes es igual a la relación de los valores medios de las intensidades de píxel de las dos imágenes parciales.
- 5.- Procedimiento según la reivindicación 4, caracterizado porque se añade la misma constante a las señales de píxel de ambas imágenes parciales.
- 6.- Procedimiento según la reivindicación 3, 4 o 5, caracterizado porque la constante añadida a las señales de píxel de las imágenes parciales se elige en función de la relación señal/ruido de dichas imágenes parciales.
- 7.- Procedimiento según la reivindicación 6, caracterizado porque excitando la fluorescencia con luz azul o luz UV se generan la primera imagen parcial en rojo y la segunda imagen parcial en verde, y la constante a añadir está comprendida entre 30 y 120, preferiblemente entre 50 y 100, y todavía más preferiblemente asciende a alrededor de 80.
- 8.- Procedimiento según una de las reivindicaciones 1 a 7, caracterizado porque la anchura de la curva de distribución de la imagen cociente se determina de tal manera que una función de distribución analítica se adapte a la curva de distribución, en particular a través de un ajuste de mínimos cuadrados, y la anchura de la curva de distribución y/o su máximo y/o su valor medio se prefijan con ayuda de los valores correspondientes de la curva analítica.
- 9.- Procedimiento según la reivindicación 8, caracterizado porque la función de distribución analítica es una función de Gauss.
- 10.- Procedimiento según una de las reivindicaciones 1 a 9, caracterizado porque el valor umbral se calcula en función del valor medio de la curva de distribución.
- 11.- Procedimiento según la reivindicación 10, caracterizado porque se dejan fuera de consideración zonas de la curva de distribución para las cuales la frecuencia queda por debajo de un valor mínimo prefijado.
- 12.- Procedimiento según la reivindicación 11, caracterizado porque el valor medio de la curva de distribución se calcula considerando aquellas zonas de la curva en las que la amplitud es mayor que una fracción prefijada del máximo de la curva de distribución.
- 13.- Procedimiento según la reivindicación 12, caracterizado porque la fracción prefijada está comprendida entre 0,05 y 0,3, preferiblemente entre 0,1 y 0,2, y todavía más preferiblemente asciende a alrededor de 0,15.
- 14.- Procedimiento según una de las reivindicaciones 10 a 13, caracterizado porque el valor umbral se determina a partir del valor medio de la curva de distribución y de la anchura de dicha curva de distribución multiplicada por una constante.
- 15.- Procedimiento según la reivindicación 14, caracterizado porque la constante está comprendida entre 2 y 5 y preferiblemente asciende a alrededor de 3,5.
- 16.- Procedimiento según una de las reivindicaciones 1 a 15, caracterizado porque una imagen completa no filtrada o una imagen parcial del objeto se concatenan con la imagen de contraste y, en particular, se las multiplica por ésta.
- 17.- Dispositivo para realizar el procedimiento según una de las reivindicaciones 1 a 16, con una cámara (10) que facilita al menos dos imágenes parciales de diferente color de un objeto (18), con un circuito de cálculo (20) que genera una imagen cociente a partir de las dos imágenes parciales, para lo cual dicho circuito divide píxel a píxel las señales de píxel de la primera imagen parcial por las de la segunda imagen parcial, y con un analizador (24) que genera una curva de distribución de la imagen cociente, que representa la frecuencia de la aparición de píxeles con una relación de color prefijada

en la imagen cociente, caracterizado porque el analizador (24) determina además el máximo y/o la anchura de esta curva de distribución y porque un circuito de cálculo de imagen de contraste (30) forma los píxeles de una imagen de diagnóstico utilizando al menos aquellos píxeles de la imagen cociente que rebasan un valor umbral prefijado.

5 18.- Dispositivo según la reivindicación 17, caracterizado porque la cámara (10) comprende un convertidor de imagen CCD o CMOS (14R, 14G, 14B) para generar imágenes parciales RGB para los tres colores rojo, verde y azul.

19.- Dispositivo según la reivindicación 17 o 18, caracterizado por un circuito de concatenación (34) que concatena una imagen completa o una imagen parcial generadas por la cámara (10) con la imagen de contraste y que, en particular, las multiplica por ésta.

10 20.- Dispositivo según una de las reivindicaciones 17 a 19, caracterizado por un aparato indicador (42) con el cual pueden representarse discrecionalmente la imagen completa, la imagen de contraste o una imagen completa concatenada.

DOCUMENTOS CITADOS EN LA DESCRIPCIÓN

Esta lista de los documentos citados por el solicitante se ha incluido exclusivamente para información del lector y no es parte integrante del documento de patente europeo. Se ha compilado con sumo cuidado, pero la EPO no asume ninguna clase de responsabilidad por eventuales errores u omisiones.

Documentos de patente citados en la descripción

- DE 102004491 A1 [0002]
- DE 10207918 A1 [0004]
- DE 102004024494 A1 [0003]

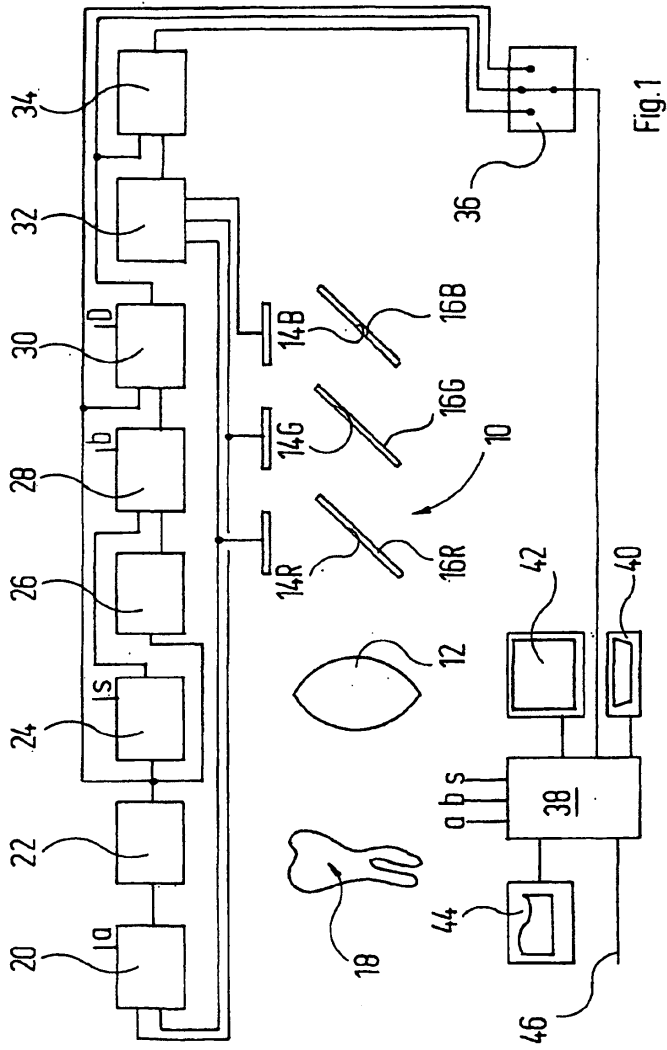


Fig.1

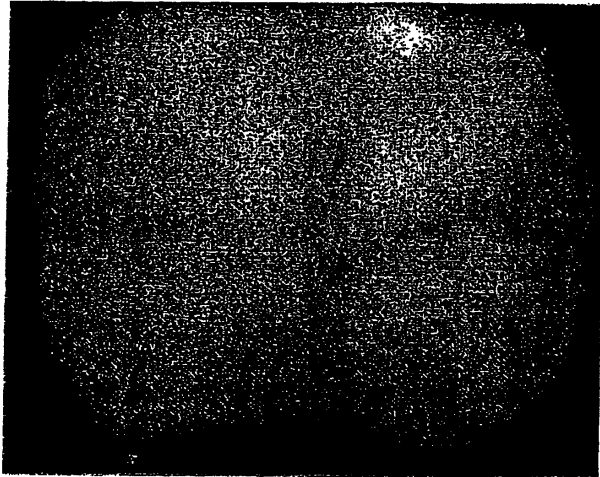


Fig. 2

R G B

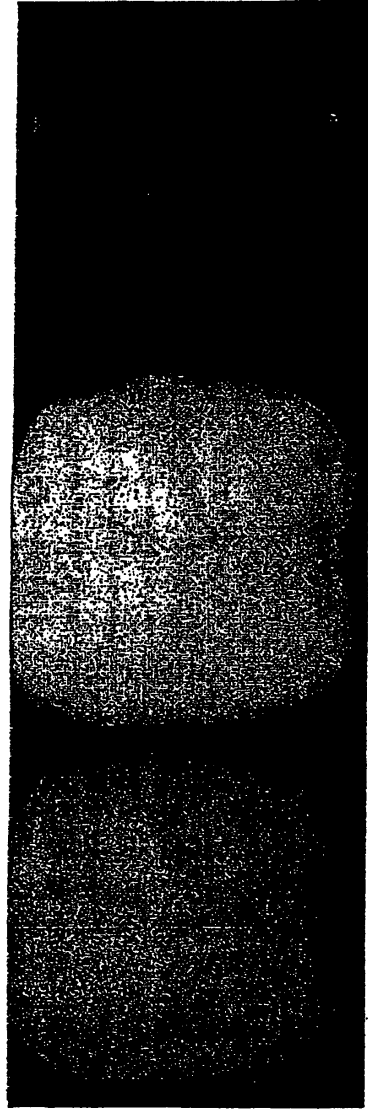


Fig. 3

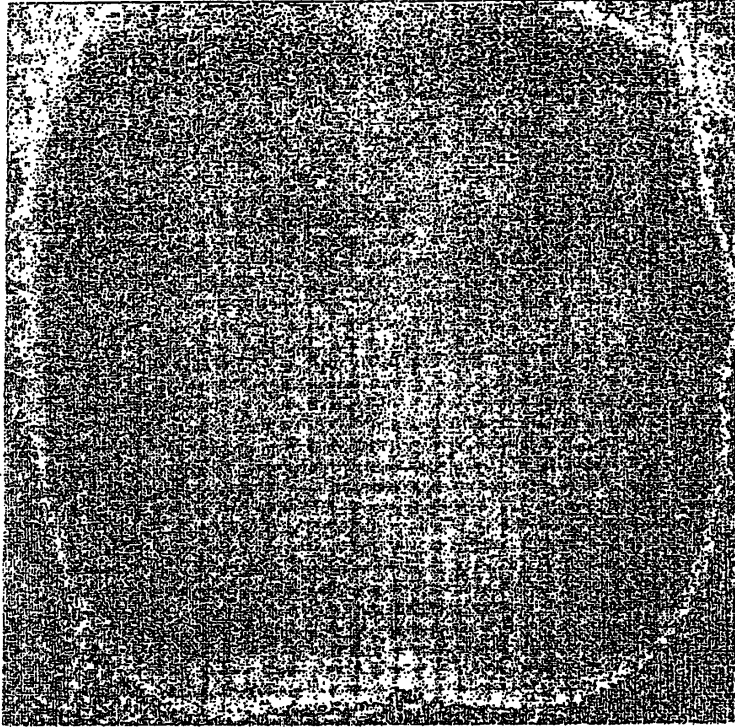


Fig. 4

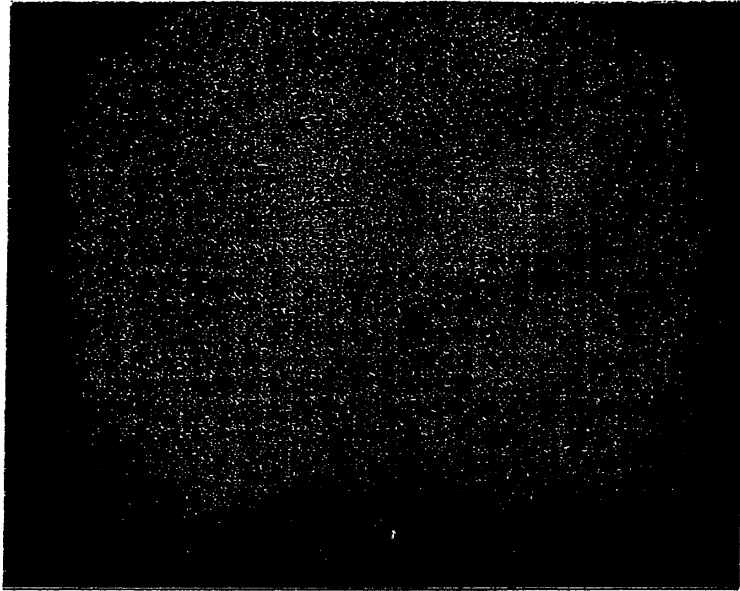


Fig. 5

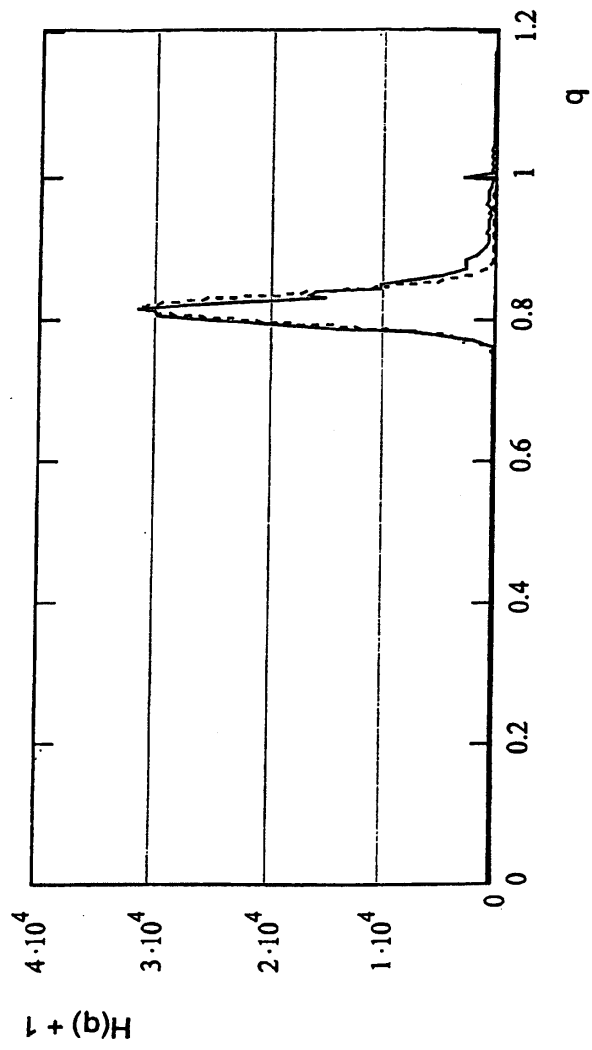
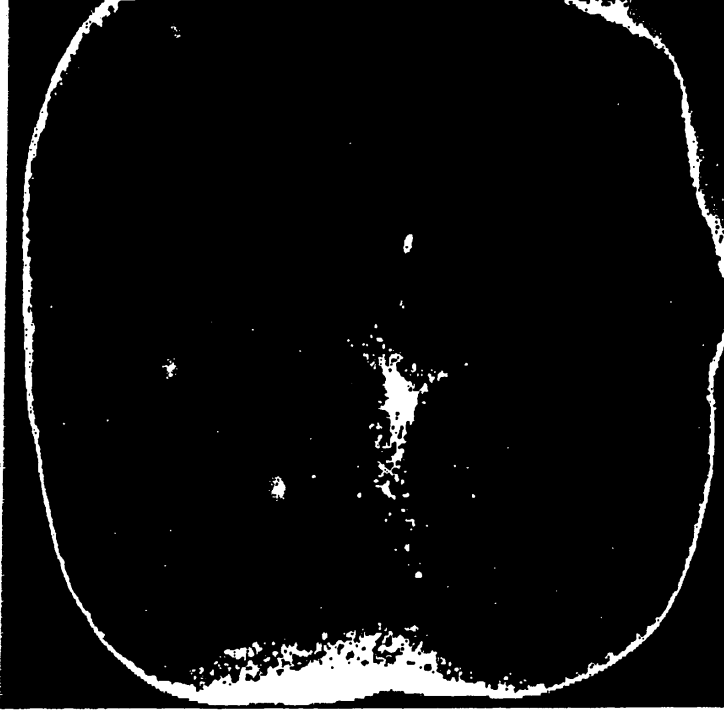


Fig. 6



Isla . 100

Fig. 7