



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 365 696**

51 Int. Cl.:

**G06T 7/00** (2006.01)

**G06T 7/40** (2006.01)

**A61B 1/05** (2006.01)

**A61B 5/00** (2006.01)

**A61B 5/07** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **02707063 .0**

96 Fecha de presentación : **14.03.2002**

97 Número de publicación de la solicitud: **1372474**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **02.01.2004**

54 Título: **Método y sistema para detectar anomalías colorimétricas.**

30 Prioridad: **14.03.2001 US 275486 P**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**10.10.2011**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**10.10.2011**

73 Titular/es: **GIVEN IMAGING Ltd.**  
**2 Hacarmel Street New Industrial Park**  
**20692 Yoqneam, IL**

72 Inventor/es: **Adler, Doron;**  
**Zinati, Ofra;**  
**Levy, Daphna y**  
**Glukhovsky, Arkady**

74 Agente: **Isern Jara, Jorge**

**ES 2 365 696 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**

Método y sistema para detectar anomalías colorimétricas

**5 CAMPO DE LA INVENCION**

La presente invención se refiere a un método y a un sistema para la detección de anomalías colorimétricas in vivo, y, específicamente, dentro del tracto gastrointestinal (GI).

**10 ANTECEDENTES DE LA INVENCION**

Las patologías del tracto gastrointestinal (GI) pueden existir por una variedad de razones. Algunos ejemplos de patologías incluyen sangrado, lesiones, angiodisplasia, enfermedad de Crohn, pólipos, trastornos celíacos, y otros. La mayoría de las patologías da lugar a cambios en el color y/o textura de la superficie interna del tracto GI.

15 Como ejemplo, los cambios de color pueden deberse a un sangrado. La sangre puede estar presente dentro del tracto digestivo por distintas razones patológicas, que incluyen úlceras, cáncer, u otros estados de enfermedad. A menudo es difícil detectar la presencia de sangre dentro del tracto GI, dado que el sangrado puede ocurrir en ubicaciones difíciles de acceder. Además, es difícil "ver" dentro del tracto, en especial en secciones que son difíciles de acceder tales como el intestino delgado.

25 Se han utilizado numerosos enfoques para tratar de detectar la presencia de sangre dentro del tracto GI. Un enfoque ha sido la detección de sangre en las heces por medios visuales y/o químicos. La desventaja principal de este enfoque ha sido que la concentración de sangre en las heces es menor que la concentración de sangre en el sitio de sangrado, dado que se acumulan materiales adicionales a lo largo del conducto GI. Por lo tanto, la sensibilidad de este enfoque es baja. Además, el sitio de sangrado específico a lo largo del tracto GI no puede determinarse.

30 Una segunda técnica, más invasiva, ha sido el uso de un endoscopio o enteroscopio. Este enfoque permite la visualización directa de partes del tracto GI. Sin embargo, la mayoría de las porciones del intestino delgado son inaccesibles mediante este procedimiento.

Otros ejemplos de patologías que pueden detectarse con base en la parte roja del espectro incluyen sangrado activo, coágulos sanguíneos, pólipos, lesiones, ulceraciones, angiodisplasia y telangiectasia. Las patologías que pueden caracterizarse por color azul/violeta incluyen malformación arterio-venosa (AVM) y sangrado submucosal. AVM también puede aparecer en rojo. Además, algunos tipos de úlceras se caracterizan por el color blanco.

35

**COMPENDIO DE LA INVENCION**

40 Las reivindicaciones independientes se refieren a un método y sistema para detectar anomalías del tracto gastrointestinal *in-vivo*. Las realizaciones ventajosas se describen en las reivindicaciones dependientes.

45 En una realización de la presente invención, el método para detectar anomalías puede incluir la etapa de calcular una indicación de probabilidad de la presencia de un color anormal dentro del lumen corporal con base en la comparación de características espectrales con al menos un valor de referencia.

50 El método puede incluir analizar la imagen en cuanto a una característica espectral en relación con un valor de referencia. Un método para calcular un valor de referencia para tejido puede incluir las etapas de recibir al menos una primera imagen y una segunda imagen desde dentro de un lumen corporal, seleccionar bloques de píxeles dentro de las imágenes con base en parámetros colorimétricos, promediar los parámetros colorimétricos de los bloques de píxeles seleccionados de la primera y segunda imágenes y filtrar los parámetros colorimétricos, así se obtiene un valor de referencia para tejido.

55 El sistema para detectar anomalías puede comprender una cápsula tragable para detectar anomalías colorimétricas en el tracto gastrointestinal. La cápsula incluye un receptor de imágenes para recibir imágenes desde el tracto gastrointestinal y un procesador para generar una indicación de probabilidad para la presencia de anomalías colorimétricas por la comparación del contenido de color de las imágenes con al menos un valor de referencia.

60 El sistema para detectar anomalías puede comprender un aparato para determinar anomalías colorimétricas dentro del lumen corporal. El aparato puede incluir un receptor de imágenes para recibir imágenes desde un lumen corporal, un analizador de espectros para determinar el contenido de color de las imágenes y un procesador para generar una indicación de probabilidad para la presencia de un estado anormal por la comparación del contenido de color con al menos un valor de referencia.

65 El sistema para detectar anomalías puede comprender una cápsula tragable que tiene un capturador de imágenes *in-vivo* para obtener imágenes desde dentro del lumen corporal, un transmisor para transmitir las

imágenes a un receptor, y un procesador para generar una indicación de probabilidad de presencia de sangre con base en la comparación del contenido de color de las imágenes recibidas y al menos un valor de referencia.

### BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

5 La presente invención se comprenderá y apreciará en mayor medida a partir de la siguiente descripción detallada tomada junto con los dibujos en los que:

- 10 la Fig. 1 es una ilustración esquemática de un sistema de una cámara *in-vivo* de la técnica previa;
- la Fig. 2 es una ilustración esquemática de la clasificación de muestras de acuerdo con sus componentes espectrales;
- la Fig. 3 es una ilustración en diagrama de bloques de un sistema de acuerdo con una realización de la presente invención;
- 15 la Fig. 4 es una ilustración de un flujograma del método utilizado por el sistema mostrado en la Fig. 3; y
- la Fig. 5 es una ilustración esquemática de una construcción adaptativa de una muestra de tejido de referencia.

### DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

20 La presente invención se refiere a un método y a un sistema de detección de patologías por análisis espectrales de imágenes capturadas por un sistema de video cámara en movimiento *in-vivo*. Este análisis se basa en la detección de anomalías colorimétricas, o desviaciones de un espectro esperado. El sistema de video cámara *in-vivo* puede estar incluido sobre un endoscopio, una cápsula tragable, o cualquier otro dispositivo que se introduzca en el cuerpo para ver el interior.

25 La Patente de los Estados Unidos Núm. 5.604.531, asignada al asignatario común de la presente solicitud, muestra un sistema de video cámara *in-vivo*, que es portado por una cápsula tragable. El sistema de video cámara *in-vivo* captura y transmite imágenes del tracto GI mientras que la cápsula pasa a través del lumen GI. Además del sistema de cámara, la cápsula contiene un sistema óptico para obtener imágenes de un área de interés sobre el sistema de cámara y un transmisor para transmitir la salida de video de la cámara. La cápsula puede pasar a través de la totalidad del tracto digestivo y operar como un endoscopio de video autónomo. Ésta obtiene imágenes incluso de las áreas difíciles de acceder del intestino delgado.

35 Se hace referencia a la Fig. 1, que muestra un diagrama esquemático del sistema, descrito en la Patente de los Estados Unidos Núm. 5.604.531. El sistema comprende una cápsula 40 que tiene un capturador de imágenes 46, una fuente de iluminación 42, y un transmisor 41. Fuera del cuerpo del paciente se encuentran un receptor de imágenes 12 (normalmente una red de antenas), una unidad de almacenamiento 19, un procesador de datos 14, un monitor de imágenes 18, y un monitor de posición 16. Si bien la Fig.1 muestra monitores separados, tanto una imagen como su posición pueden presentarse en un único monitor.

40 El capturador de imágenes 46 en la cápsula 40 está conectado al transmisor 41 también ubicado en la cápsula 40. El transmisor 41 transmite imágenes al receptor de imágenes 12, que envía los datos al procesador de datos 14 y a la unidad de almacenamiento 19. El procesador de datos 14 analiza los datos y está en comunicación con la unidad de almacenamiento 19, al transferir tramos de datos hacia y desde la unidad de almacenamiento 19. El procesador de datos 14 también proporciona los datos analizados al monitor de imágenes 18 y al monitor de posición 16 donde el médico observa los datos. El monitor de imágenes presenta una imagen del lumen GI y el monitor de posición presenta la posición en el tracto GI en la que se tomó la imagen. El procesador de datos 14 puede estar configurado para procesamiento en tiempo real o para post-procesamiento para ser visto más adelante. Además de revelar afecciones patológicas del tracto GI, el sistema puede proporcionar información sobre la ubicación de estas patologías.

50 En una realización preferida de la presente invención, las imágenes recibidas se analizan por el contenido de color. Con base en este análisis, de acuerdo con lo descrito a continuación, puede llevarse a cabo la determinación sobre la presencia o ausencia de una anomalía colorimétrica. Una anomalía colorimétrica puede indicar una afección patológica, tal como sangrado. Otros ejemplos de patologías que pueden detectarse con base en la parte roja del espectro incluyen sangrado activo, coágulos sanguíneos, pólipos, lesiones, ulceraciones, angiodisplasia y telangiectasia. Las patologías que pueden caracterizarse por color azul/violeta incluyen malformación arterio-venosa (AVM) y sangrado submucosal. AVM también puede aparecer en rojo. Además, algunos tipos de úlceras se caracterizan por el color blanco. Será aparente que el método y sistema descrito a continuación puede ser útil para la detección de cualquier desviación colorimétrica a partir del contenido de color normal de un lumen corporal, ya sea que una afección patológica esté presente o no.

65 Ahora, se hace referencia a la Fig. 2, que es una ilustración esquemática de la clasificación de muestras de acuerdo con sus componentes espectrales. Cada muestra de ensayo T se ubica dentro de un sistema coordinado representado por las siguientes variables: tonalidad H, saturación S y valor V. Tonalidad H representa un número relacionado con la longitud de onda dominante del estímulo del color, y varía de 0 a 1 a medida que el color cambia de rojo a amarillo a verde a cian a azul a magenta y nuevamente a rojo. La saturación S corresponde a la pureza del

color, y en el caso de un color puro es igual a 100%. El valor V es una medición de la intensidad relativa del color, que representa el brillo del rojo, azul y verde (RAV). Se calcula un vector de distancia  $r(B,T)$  entre la muestra de ensayo T y una muestra patológica ideal B. Se calcula otro vector de distancia  $r(R,T)$  entre la muestra de ensayo T y una muestra de referencia de tejido sano R. Se calcula la relación del vector de distancia  $r(B,T)$  y el vector de distancia  $r(R,T)$ . Cada muestra de ensayo T se clasifica con base en la relación entre el vector de distancia  $r(B,T)$  y el vector de distancia  $r(R,T)$ . En resumen, si el vector de distancia  $r(B,T)$  es pequeño con relación al el vector de distancia  $r(R,T)$ , existe una indicación positiva del color patológico. En la realización preferida, el análisis se ajusta para incluir una mayor posibilidad de positivos falsos que de negativos falsos, para minimizar la probabilidad de perder un diagnóstico positivo. Sin embargo, también son posibles otras realizaciones de análisis.

Ahora, se hace referencia a las Figs. 3 y 4, que ilustran un sistema 15 y un diagrama de un flujograma que muestra las etapas de utilización del sistema 15 para determinar el contenido sanguíneo o cualquier otra patología distinguible por el color dentro del intestino. El sistema 15 comprende una fuente de iluminación 42', un receptor de imágenes 12', un procesador de datos 14', y un monitor de imágenes 18'. El procesador de datos 14' comprende un analizador de espectros 22, un constructor de referencias adaptativas 24, un calculador de distancias 26, y un calculador de decisiones 28. De acuerdo con una realización de la invención, el procesador de datos 14' es una tabla aceleradora de ordenadores estándar, un ordenador de alto rendimiento, un multiprocesador o cualquier otra máquina procesadora de alto rendimiento serial o paralela. El monitor de imágenes 18' puede ser una unidad de visualización, o un gráfico, tabla o cualquier otro indicador.

Las etapas de la Fig. 4 pueden lograrse por el uso del sistema 15 de la Fig. 3. En una realización, las imágenes son capturadas y procesadas dentro de una cápsula. En otra realización, las imágenes son capturadas por un sistema *in-vivo*, y son transmitidas a una ubicación remota en la que son procesadas. El receptor de imágenes 12' recibe (etapa 101) imágenes capturadas por el sistema de cámara *in-vivo* de la Fig. 1 o cualquier otro capturador de imágenes *in-vivo*. El procesador de datos 14' divide (etapa 102) las imágenes de color en una cuadrícula de píxeles. Como en otras aplicaciones de transmisión de imágenes, el número de píxeles determina la resolución de la imagen. Por propósitos de la presente discusión, las imágenes se dividen en bloques  $(i,j)$  de  $8 \times 8$  píxeles. Dado que, en una realización, la imagen original es una imagen de  $256 \times 256$  píxeles, el resultado de la división en 8 píxeles, y la determinación de los componentes del color es un matriz de  $32 \times 32 \times 3$  de los bloques de valor del componente de color. El analizador de espectros 22 calcula (etapa 104) los componentes de color de cada bloque: tonalidad  $H_{i,j}$ ; saturación  $S_{i,j}$ ; y valor de brillo  $V_{i,j}$  para cada imagen.

El analizador de espectros también calcula (etapas 105 y 106-110) los componentes de color de bloques de la muestra patológica B y del tejido sano de referencia R. El analizador de espectros 22 calcula (etapa 105) los componentes de color de bloques de la muestra patológica B a partir de imágenes conocidas que contienen sangre.

Ahora, se hace referencia a la Fig. 5, que es una ilustración esquemática de las etapas de construcción de referencia adaptativa 106-110 de la Fig. 4. El constructor de referencia adaptativa 24 calcula (etapas 106-110) componentes de color del tejido de referencia para construir una muestra de referencia de tejido sano. El enfoque adaptativo se basa en promediar el tejido sano que aparecen en las imágenes posteriores. Se utilizan promedios dado que los parámetros de tejido sano a lo largo del tracto GI pueden cambiar. El constructor de referencia adaptativo 24 selecciona (etapa 107) bloques con base en el valor de V (brillo) y tonalidad H. En una realización, las condiciones son:  $0,1 < V_{i,j} < 0,9$  y  $0 < H_{i,j} < 0,09$ . Estas condiciones indican que se encuentra presente tejido sano. De acuerdo con lo mostrado en la Fig. 5, se obtienen imágenes  $P_i$ ,  $P_{i-1}$ , y  $P_{i-2}$  con regiones  $R_i$ ,  $R_{i-1}$ , y  $R_{i-2}$  de tejido sano. El constructor de referencia adaptativa 24 promedia (etapa 108) componentes de color de regiones sanas  $R_i$ ,  $R_{i-1}$ , y  $R_{i-2}$  (es decir, los bloques seleccionados) de imágenes  $P_i$ ,  $P_{i-1}$ , y  $P_{i-2}$  obtenidas a lo largo del tracto GI. Para normalizar los datos y eliminar la sensibilidad a imágenes particulares, el constructor de referencia adaptativa 24 filtra (etapa 110) los colores de tejido promedio de la presente imagen  $P_i$  y la imagen previa  $P_{i-1}$ .

En una realización, se utiliza un filtro de Respuesta a Impulso Infinitos (IIR) con la siguiente computación iterativa:

$$salida(t_i) = 0,08 * entrada(t_i) + 0,92 * salida(t_{i-1})$$

en la que  $t_i$  representa el índice temporal del marco corriente i y  $t_{i-1}$  representa el índice temporal del marco previo i-1.

Con referencia nuevamente a la Fig. 4, después el calculador de distancias 26 calcula (etapa 112) la distancia euclidiana entre cada bloque en la matriz y el valor de referencia sanguíneo B. El valor de referencia sanguíneo B se obtiene a partir de imágenes conocidas que contienen sangre, analizadas por el analizador de espectros 22 de acuerdo con lo descrito con anterioridad. En otra realización, puede utilizarse otro valor de referencia colorimétrico para la indicación de colores no usuales. El resultado de este cálculo, para la realización ejemplar, es una matriz de  $32 \times 32$  elementos  $\beta_{i,j}$ . Este cálculo se realiza de acuerdo con la siguiente ecuación:

$$\beta_{i,j} = \frac{\sqrt{(H_{i,j} - H_b)^2 + (S_{i,j} - S_b)^2 + (V_{i,j} - V_b)^2}}{\sqrt{(H_b^2 + S_b^2 + V_b^2)} * \sqrt{(H_{i,j}^2 + S_{i,j}^2 + V_{i,j}^2)}}$$

en la que  $H_b$ ,  $S_b$  y  $V_b$  son los valores de referencia para la tonalidad, saturación y brillo, respectivamente, de la sangre.

- 5 Se calcula un cálculo de distancia similar con relación a los componentes adaptativos del color de referencia de tejido (tejido sano), lo que da lugar a la siguiente matriz de  $32 \times 32$   $\mathcal{G}_{i,j}$ .

$$\mathcal{G}_{i,j} = \frac{\sqrt{(H_{i,j} - H_t)^2 + (S_{i,j} - S_t)^2 + (V_{i,j} - V_t)^2}}{\sqrt{(H_t^2 + S_t^2 + V_t^2)} * \sqrt{(H_{i,j}^2 + S_{i,j}^2 + V_{i,j}^2)}}$$

- 10 en la que  $H_t$ ,  $S_t$  y  $V_t$  son los valores de referencia para la tonalidad, saturación y brillo, respectivamente, del tejido sano.

Una vez que se obtienen las matrices de distancia, el calculador 28 de decisiones calcula (etapa 116) una función de indicación de probabilidad  $\Lambda$  de acuerdo con la siguiente ecuación:

$$\Lambda = \sum_{i,j} \left\{ (\beta_{i,j} \leq \text{UmbralSanguíneo}) \cap \left( \frac{\mathcal{G}_{i,j}}{\beta_{i,j}} \geq \text{UmbraldeProporcióndeTejido} \right) \right\}$$

- 15 El umbral puede ajustarse a cualquier valor. En una realización preferida, los valores de umbral son los siguientes: UmbralSanguíneo = 0,15 y UmbraldeProporcióndeTejido = 4. Existe sangre si  $\Lambda > 0$ .

- 20 Finalmente, el monitor de imágenes 18' muestra (etapa 118) los resultados, ya sea como un video a color que muestra la presencia de sangre, o como un gráfico o tabla que indica los niveles y/o valores de umbral.

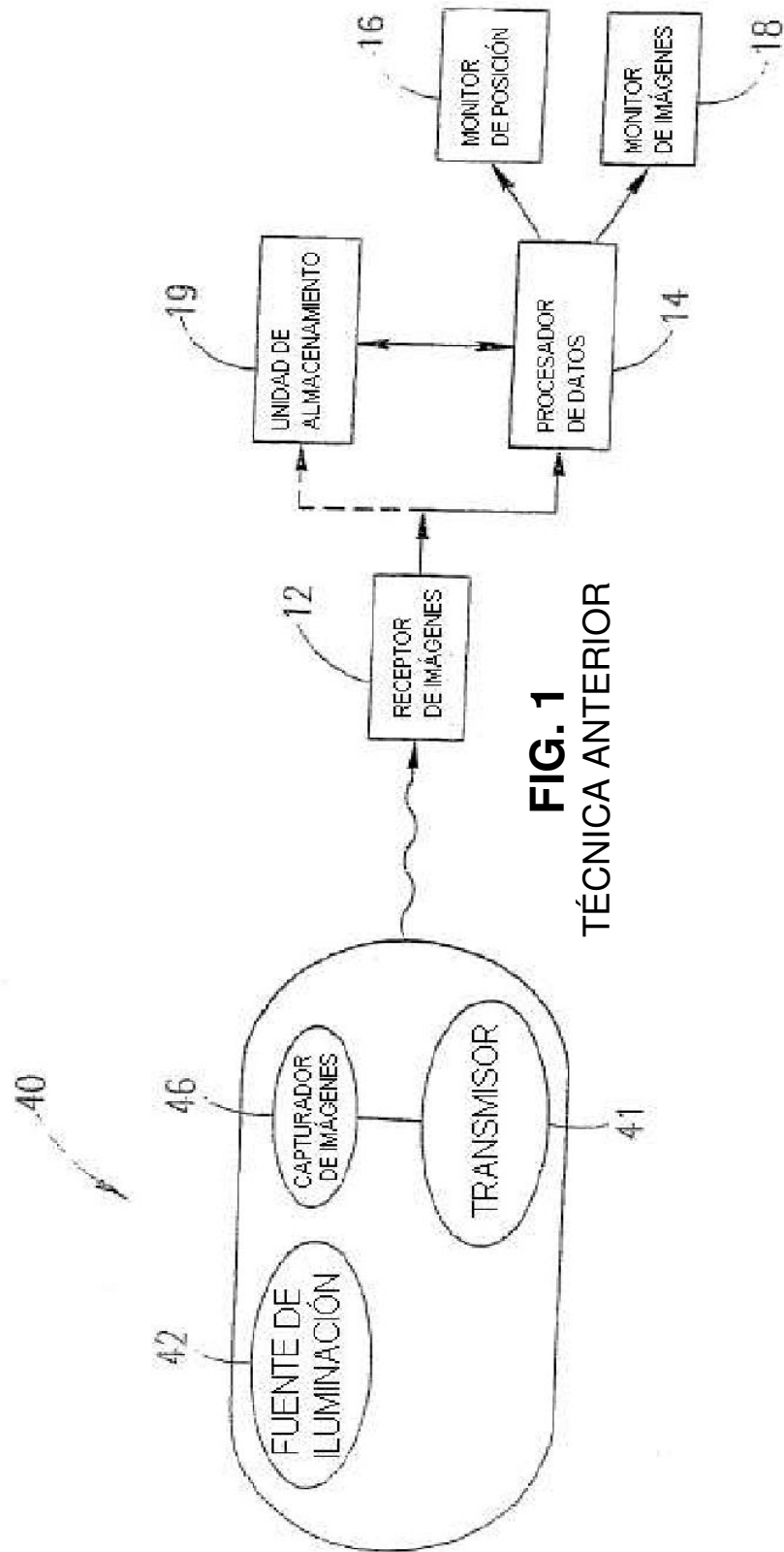
- La muestra de los resultados puede incluir la incorporación de un indicador de posiciones, para que el usuario final pueda determinar en qué lugar la presencia de cambios de color está dentro del tracto GI, u otro lumen corporal. Así, el médico será capaz de tratar con el área problemática.

- 25 Aquellos con experiencia en la técnica apreciarán que la presente invención no se limita a lo particularmente expuesto y descrito con anterioridad. Más bien, el ámbito de la presente invención se define sólo por las siguientes reivindicaciones:

## REIVINDICACIONES

1. Un método para detectar una anomalía *in-vivo* en el tracto gastrointestinal, el método comprende las etapas de:
- 5       - analizar (102, 104) con un medio de análisis (14, 14') una imagen del tracto gastrointestinal en cuanto al menos una característica espectral; y crear (106, 108, 110, 114, 116) una determinación de anomalía basada en el análisis; y
- 10       - mostrar (118) los resultados de dicha determinación de anomalía, incluyendo un indicador de posición para permitir al usuario determinar dónde está presente un cambio de color en el tracto gastrointestinal.
2. El método de la reivindicación 1, en el que la determinación de anomalía es una determinación de la presencia de la anomalía.
- 15 3. El método de la reivindicación 1, en el que la determinación de anomalía es una determinación de probabilidad de la presencia de la anomalía.
4. El método de la reivindicación 3, en el que se calcula una función ( $\Lambda$ ) de indicación de probabilidad y se compara con un valor umbral sanguíneo.
- 20 5. El método de la reivindicación 1, en el que el analizar la imagen incluye al menos analizar la imagen en cuanto al menos una característica espectral con relación a un valor de referencia.
- 25 6. El método de la reivindicación 5, en el que dicho al menos un valor de referencia incluye un valor de referencia de un tejido sano.
7. El método de la reivindicación 5, en el que dicho valor de referencia corresponde a una muestra patológica.
- 30 8. El método de la reivindicación 7, en el que dicha muestra patológica incluye sangre.
9. El método de la reivindicación 1, en el que dicha característica espectral incluye uno o más valores de tonalidad (H), valores de saturación (S) y valores de intensidad de color (V).
- 35 10. El método de la reivindicación 1, en el que dicha anomalía corresponde a la presencia de sangre.
11. El método de la reivindicación 1, en el que dicho análisis incluye comparar imágenes.
- 40 12. El método de la reivindicación 1, que comprende recibir la imagen a partir de un capturador de imágenes *in-vivo*.
13. El método de la reivindicación 12, en el que el capturador de imágenes *in vivo* es una cápsula.
- 45 14. Un sistema para detectar una anomalía *in-vivo* en el tracto gastrointestinal, el sistema comprende:
- un medio (12, 12') receptor de imágenes dispuesto para recibir una imagen del tracto gastrointestinal;
- un medio (14, 14') de análisis dispuesto para analizar la imagen en cuanto al menos una característica espectral y para hacer una determinación de anomalía basada en el análisis; y
- un monitor (18, 18') dispuesto para mostrar los resultados de dicha determinación de anomalía, incluyendo un indicador de posición para permitir a un usuario determinar dónde está presente un cambio de color dentro del tracto gastrointestinal.
- 50 15. El sistema de la reivindicación 14, en el que el medio de análisis está dispuesto de manera que dicha determinación de anomalía es una probabilidad.
16. El sistema de la reivindicación 14, en el que dicho medio de análisis está dispuesto para analizar la imagen en cuanto al menos una característica espectral con relación a un valor de referencia.
- 55 17. El sistema de la reivindicación 14, en el que dicho valor de referencia incluye un valor de referencia de un tejido sano.
- 60 18. El sistema de la reivindicación 17, en el que al menos un valor de referencia corresponde a una muestra patológica.
19. El sistema de la reivindicación 18, en el que dicha muestra patológica incluye sangre.
- 65 20. El sistema de la reivindicación 14, en el que dicha anomalía se debe a la presencia de sangre.
21. El sistema de la reivindicación 14, en el que dicho medio de análisis está dispuesto para comparar imágenes.

- 22. El sistema de la reivindicación 14, que comprende un capturador (46) de imágenes in-vivo.
- 23. El sistema de la reivindicación 14, que comprende una cápsula (40).
- 5 24. El sistema de la reivindicación 14, en el que el monitor está dispuesto para visualizar un vídeo en color mostrando la presencia de sangre.



**FIG. 1**  
TÉCNICA ANTERIOR



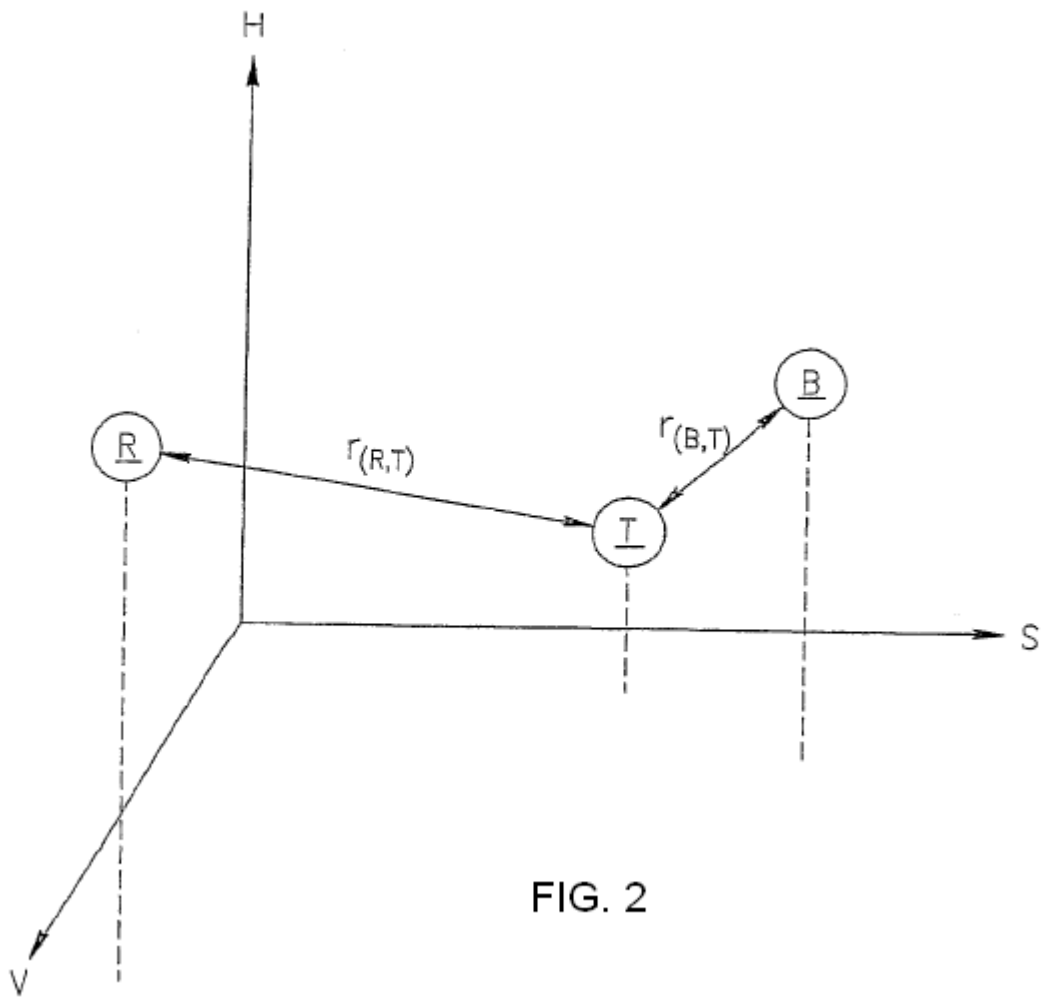


FIG. 2

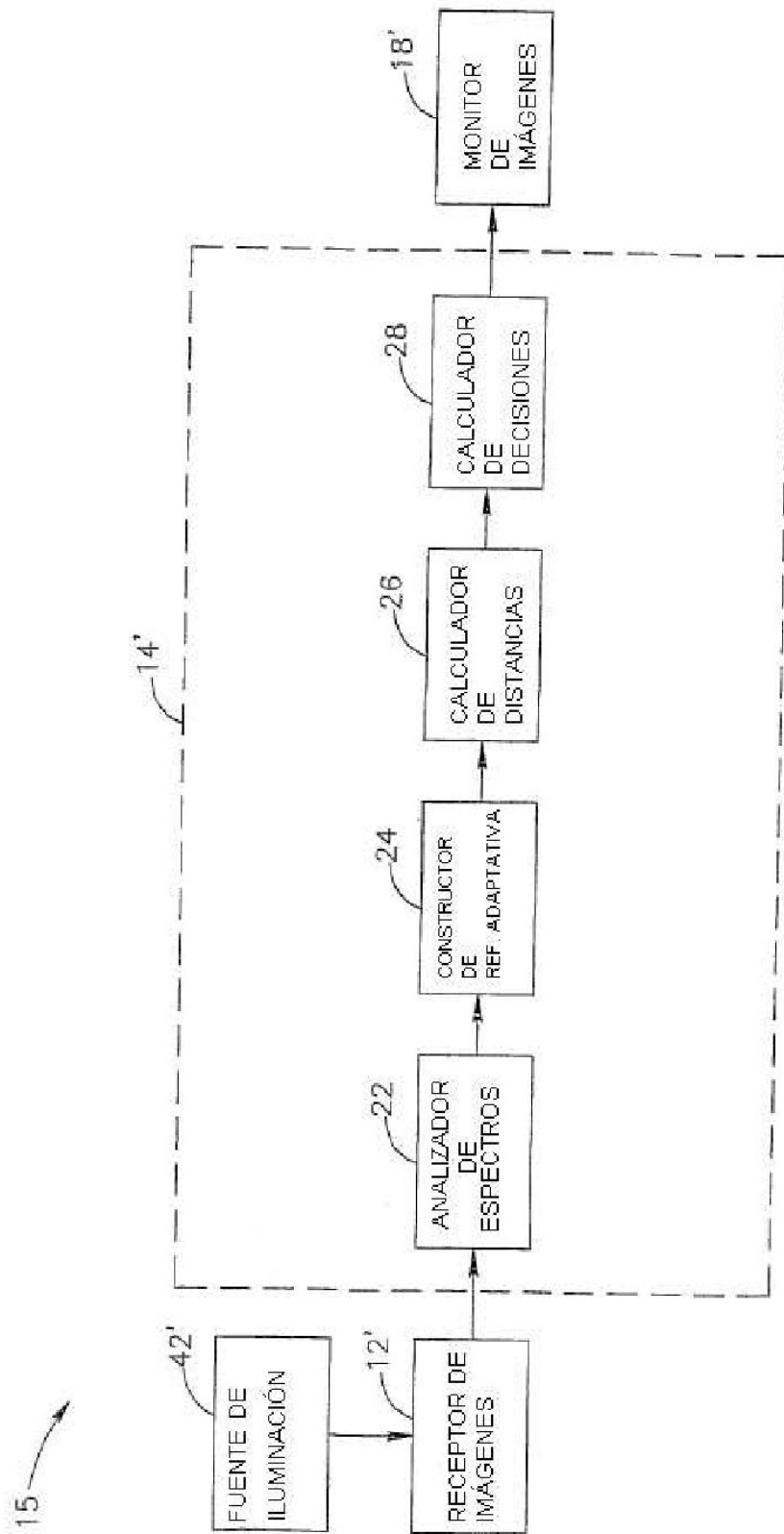


FIG. 3

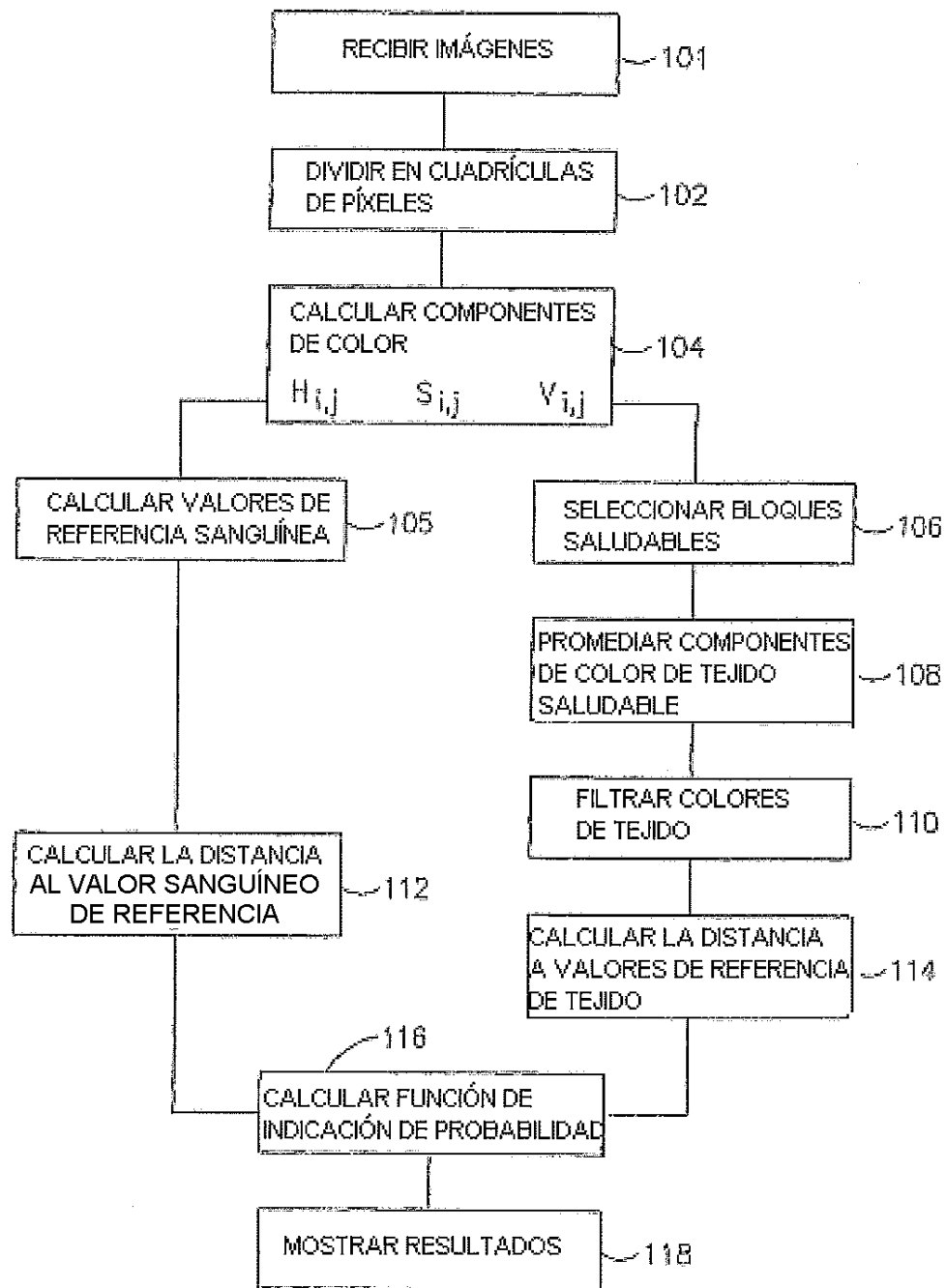


FIG. 4

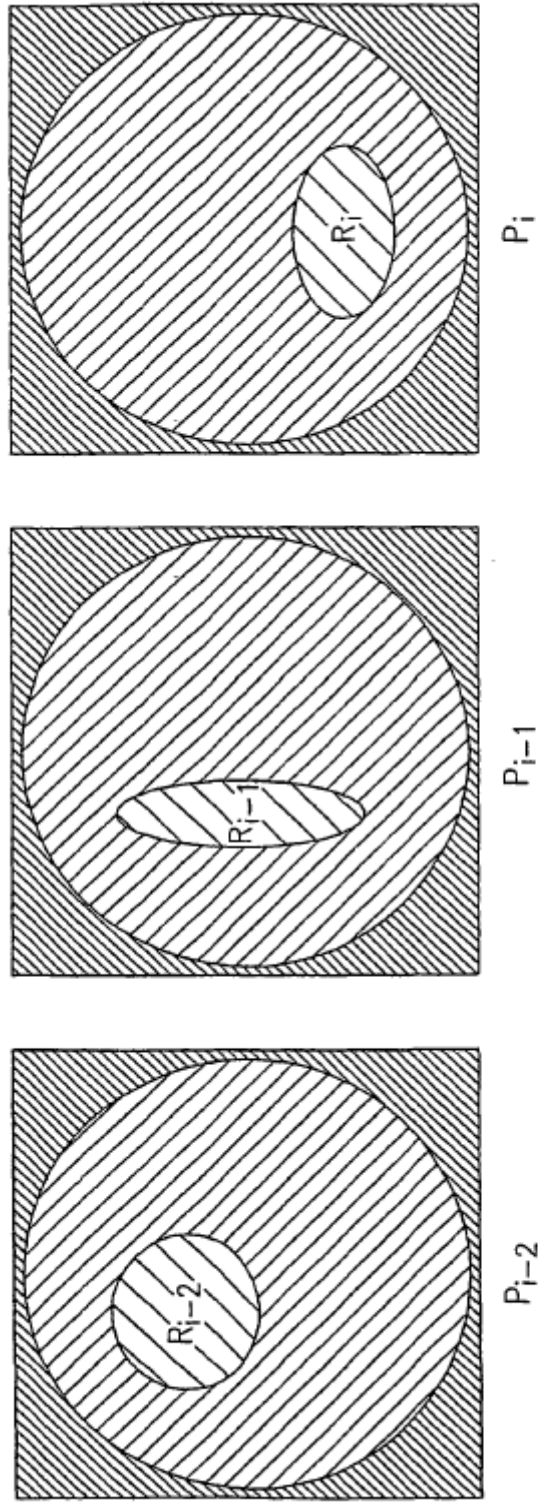


FIG.5