

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **3 009 378**

51 Int. Cl.:

<b>A61B 10/00</b>	(2006.01)	<b>G01N 33/493</b>	(2006.01)
<b>A61B 5/00</b>	(2006.01)	<b>G01J 5/0806</b>	(2012.01)
<b>G01N 21/00</b>	(2006.01)	<b>G01J 5/0808</b>	(2012.01)
<b>G01N 21/31</b>	(2006.01)		
<b>G01N 21/64</b>	(2006.01)		
<b>G01N 21/76</b>	(2006.01)		
<b>G01J 3/10</b>	(2006.01)		
<b>G01J 3/28</b>	(2006.01)		
<b>G01J 5/08</b>	(2012.01)		
<b>G01J 5/10</b>	(2006.01)		

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.08.2017** **E 21180648 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.11.2024** **EP 3915488**

54 Título: **Análisis de emisiones corporales**

30 Prioridad:

**30.08.2016 US 201662381288 P**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**26.03.2025**

73 Titular/es:

**OUTSENSE DIAGNOSTICS LTD. (100.00%)**  
**7 HaBarzel Street**  
**Tel-Aviv 4791011, IL**

72 Inventor/es:

**ATTAR, ISHAY y**  
**KAPP-BARNEA, YAARA**

74 Agente/Representante:

**ELZABURU, S.L.P**

ES 3 009 378 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

Análisis de emisiones corporales

### Referencia cruzada a solicitudes relacionadas

5 La presente solicitud reivindica prioridad de la solicitud de patente provisional de EE. UU. núm. 62/381,288 de Kapp-Barnea, presentada el 30 de agosto de 2016, titulada "Análisis de emisiones corporales".

La presente solicitud está relacionada con la solicitud internacional PCT/IL2016/050223 de Attar (publicada como documento WO 16/135735), presentada el 25 de febrero de 2016, titulada "Análisis de emisiones corporales", que reivindica prioridad de la solicitud de patente provisional de EE. UU. 62/120,639 de Attar, presentada el 25 de febrero de 2015, titulada "Aparato y método para la detección remota de sangre en una muestra biológica *ex vivo*".

### 10 Campo de las realizaciones de la invención

Algunas aplicaciones de la presente invención se refieren en general al análisis de emisiones corporales. Específicamente, algunas aplicaciones de la presente invención se refieren a aparatos y métodos para analizar emisiones corporales tales como orina y heces.

### Antecedentes

15 El cáncer colorrectal es el desarrollo de cáncer en porciones del intestino grueso, tales como el colon o el recto. El cáncer gástrico es una neoplasia maligna del estómago. La detección de sangre en heces se usa como herramienta de cribado para cáncer colorrectal, así como para cáncer gástrico. Sin embargo, la sangre es a menudo sangre oculta, es decir, sangre que no es visible. La prueba de guayacol en heces es uno de varios métodos que detectan la presencia de sangre en heces, incluso en casos en los que la sangre no es visible. Se coloca una muestra fecal sobre un tipo de  
20 papel especialmente preparado, denominado papel de guayacol, y se aplica peróxido de hidrógeno. En presencia de sangre, aparece un color azul sobre el papel. Un paciente que se sospecha que padece cáncer colorrectal o cáncer gástrico se evaluará normalmente usando una colonoscopia, una gastroscopía, una sigmoidoscopia y/o técnicas de obtención de imágenes externas, tales como CT, PET y/o MRI.

25 El cáncer de vejiga es una afección en la que las células cancerosas se multiplican dentro del revestimiento epitelial de la vejiga urinaria. La detección de sangre en orina puede ser útil en el cribado de cáncer de vejiga. Las técnicas para detectar sangre incluyen colocar una tira reactiva que contiene ciertos productos químicos en la muestra de orina y detectar un cambio de color de la tira reactiva.

El documento WO 2015/194405 A1 divulga un detector de color de heces instalado en una taza de inodoro. A partir de la información de color, puede detectarse la presencia de sangre oculta.

30 El documento US 2017/0307512 A1 divulga un inodoro provisto de un dispositivo de análisis de excrementos. Al adquirir información espectroscópica bidimensional de una muestra que comprende orina y heces, puede determinarse el tipo de un componente tal como azúcar, proteína, ácido úrico, sodio, potasio, hormona del estrés o sangre a partir de las longitudes de onda extraídas.

### Sumario de realizaciones

35 De acuerdo con algunas aplicaciones de la presente invención, se analiza automáticamente una emisión corporal de un sujeto que está dispuesta dentro de una taza de inodoro (tal como heces u orina). Normalmente, mientras la emisión corporal está dispuesta dentro de la taza de inodoro, se recibe luz (que se refleja desde el contenido de la taza de inodoro) desde la taza de inodoro usando uno o más sensores de luz, por ejemplo, una o más cámaras. Usando un procesador informático, se detectan uno o más componentes espectrales dentro de la luz recibida que son indicativos  
40 de absorción de luz por un componente de eritrocitos, analizando la luz recibida (por ejemplo, realizando análisis espectral en la luz recibida). En respuesta a esto, el procesador informático determina que hay presencia de sangre dentro de la emisión corporal.

Para algunas aplicaciones, el procesador informático estima la cantidad de sangre dentro de la emisión corporal. Para algunas aplicaciones, el procesador informático determina la ubicación dentro del tracto gastrointestinal que es la  
45 fuente de la sangre. Por ejemplo, el procesador informático puede determinar la duración de tiempo durante la cual la sangre ha envejecido en condiciones anaeróbicas, analizando los componentes espectrales dentro de la luz recibida, para determinar la ubicación dentro del tracto gastrointestinal que es la fuente de la sangre. Alternativa o adicionalmente, el procesador informático puede analizar el grado en que la sangre se extiende por las heces, y/o una ubicación de la sangre dentro de las heces, para determinar la ubicación dentro del tracto gastrointestinal que es la  
50 fuente de la sangre.

El procesador informático genera normalmente una salida en un dispositivo de salida (tal como un teléfono, dispositivo de tableta, servidor u ordenador personal). Para algunas aplicaciones, se genera una salida que indica que el sujeto debe visitar a un profesional sanitario y/o que indica un episodio predicho de enfermedad inflamatoria intestinal próxima. Para algunas aplicaciones, el dispositivo de salida incluye un componente de salida (tal como una luz (por

ejemplo, un LED) o una pantalla) que se incorpora en el dispositivo. Normalmente, después de que el sujeto emita la emisión corporal a la taza de inodoro, se realizan las etapas descritas anteriormente sin requerir que ninguna persona realice acción alguna. Así, por ejemplo, no se requiere que el sujeto añada nada a la taza de inodoro para facilitar la determinación de si hay sangre en la emisión.

- 5 Para algunas aplicaciones, el aparato analiza y registra los resultados de múltiples emisiones corporales del sujeto durante un período de tiempo prolongado, por ejemplo, durante más de una semana o más de un mes. Normalmente, de esta manera, el aparato está configurado para cribar la presencia de cáncer y/o pólipos en estadio temprano, que de manera característica sangran solo intermitentemente. Para algunas aplicaciones, el aparato compara la cantidad de sangre que se detecta en las emisiones corporales (por ejemplo, heces), durante un periodo de tiempo, con una cantidad umbral.

Los aparatos y métodos descritos en el presente documento se usan para detectar microorganismos dentro de las heces, y/o para detectar cambios en los mismos a lo largo del tiempo. Alternativa o adicionalmente, el aparato y los métodos descritos en el presente documento se usan para detectar y clasificar glóbulos blancos dentro de heces, y/o para detectar cambios en los mismos a lo largo del tiempo.

- 15 Se proporciona, además, según algunas aplicaciones de la presente invención, un aparato para su uso con una emisión corporal de un sujeto que está dispuesta dentro de una taza de inodoro para determinar que hay una presencia de un microorganismo en la emisión corporal, como se define en la reivindicación 1.

- 20 En algunas aplicaciones, la emisión corporal incluye heces, y el procesador informático está configurado para determinar que hay una presencia del microorganismo dentro de la emisión corporal determinando que hay una presencia del microorganismo dentro de las heces. En algunas aplicaciones, la emisión corporal incluye orina, y el procesador informático está configurado para determinar que hay una presencia del microorganismo dentro de la emisión corporal determinando que hay una presencia del microorganismo dentro de la orina.

- 25 En algunas aplicaciones, el procesador informático está configurado para detectar el conjunto de tres componentes espectrales que tienen la relación característica entre sí en el espectro de luz del microorganismo detectando uno o más componentes espectrales que se deben a la fluorescencia del microorganismo.

En algunas aplicaciones, el procesador informático está configurado para generar una salida generando una salida que indica que el sujeto debe visitar a un profesional sanitario. En algunas aplicaciones, el procesador informático está configurado para generar una salida generando una salida que indica un episodio predicho de enfermedad inflamatoria intestinal próxima.

- 30 Se proporciona además, según algunas aplicaciones de la presente invención, un método para su uso con una emisión corporal de un sujeto que está dispuesta dentro de una taza de inodoro, como se define en la reivindicación 10.

- 35 En algunas aplicaciones, la emisión corporal incluye heces, y el procesador informático está configurado para determinar que hay una presencia del microorganismo dentro de la emisión corporal determinando que hay una presencia del microorganismo dentro de las heces. En algunas aplicaciones, la emisión corporal incluye orina, y el procesador informático está configurado para determinar que hay una presencia del microorganismo dentro de la emisión corporal determinando que hay una presencia del microorganismo dentro de la orina.

En algunas aplicaciones, el procesador informático está configurado para detectar tres componentes espectrales que son componentes espectrales característicos en los que el microorganismo dado emite luz fluorescente, teniendo los tres componentes espectrales una relación característica entre sí en un espectro fluorescente del microorganismo.

- 40 En algunas aplicaciones, el procesador informático está configurado para generar una salida generando una salida que indica que el sujeto debe visitar a un profesional sanitario. En algunas aplicaciones, el procesador informático está configurado para generar una salida generando una salida que indica un episodio predicho de enfermedad inflamatoria intestinal próxima.

- 45 La presente invención se comprenderá más completamente a partir de la siguiente descripción detallada de realizaciones de la misma, tomada junto con los dibujos, en los que:

#### Breve descripción de los dibujos

La Fig. 1 es una ilustración esquemática de un aparato para analizar una emisión corporal, según algunas aplicaciones de la presente invención;

- 50 la Fig. 2 es un diagrama de bloques que ilustra esquemáticamente componentes de un módulo sensor, según algunas aplicaciones de la presente invención;

las Figs. 3A y 3B son ilustraciones esquemáticas de componentes de un componente de obtención de imágenes del módulo sensor, según aplicaciones respectivas de la presente invención;

la Fig. 4 es un gráfico que muestra espectrogramas que se registraron a partir de muestras de heces, según algunas aplicaciones de la presente invención;

la Fig. 5 es un diagrama de barras que muestra aspectos de componentes espectrales que se registraron a partir de muestras respectivas, durante un experimento;

5 la Fig. 6 es un gráfico que muestra los resultados de un experimento que se realizó, según algunas aplicaciones de la presente invención;

la Fig. 7 es un diagrama de flujo que muestra las etapas que se realizan, según algunas aplicaciones no cubiertas por la presente invención;

10 la Fig. 8 muestra los espectros de absorción óptica de hemoglobina oxigenada (HbO<sub>2</sub>) y hemoglobina desoxigenada (Hb) en la región ultravioleta, visible e infrarroja cercana, como se proporciona por Bme591wikiproject en la Wikipedia en inglés, CC BY-SA 3.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=3447869>;

la Fig. 9 muestra espectros de transmisión de luz infrarroja que se registraron de cepas de bacterias respectivas, en un experimento que se realizó según algunas aplicaciones de la presente invención;

15 la Fig. 10 muestra espectros de transmisión de luz ultravioleta que se registraron de cepas de bacterias respectivas, en el experimento que se realizó según algunas aplicaciones de la presente invención; y

la Fig. 11 es un gráfico que muestra una relación entre la transmisión de luz a 800 nm por la sangre y la edad de la sangre en minutos, medida por los inventores de la presente solicitud;

20 la Fig. 12 muestra los espectros de transmisión óptica de la sangre que ha envejecido duraciones de tiempo respectivas en condiciones anaeróbicas, medidos por los inventores de la presente solicitud;

la Fig. 13 es un gráfico que muestra una relación entre (a) la transmisión de luz a 800 nm por la sangre, habiéndose normalizado la transmisión por transmisión de luz a otras longitudes de onda, y (b) la edad de la sangre en minutos, medida por los inventores de la presente solicitud; y

25 la Fig. 14 es un gráfico de dispersión en el que se representan gráficamente las relaciones de intensidades de luz que se reflejaron de muestras de heces que tenían volúmenes respectivos de sangre mezclados con las mismas, medidas por los inventores de la presente solicitud.

### Descripción detallada de realizaciones

Se hace referencia ahora a la Fig. 1, que es una ilustración esquemática del aparato 20 para analizar una emisión corporal, según algunas aplicaciones de la presente invención. Como se muestra, el aparato 20 incluye normalmente un módulo sensor 22, que está colocado dentro de una taza de inodoro 23. Para algunas aplicaciones (no mostradas), el módulo sensor (y/o componentes adicionales del aparato) está integrado en la taza de inodoro. El módulo sensor incluye un componente 24 de obtención de imágenes, que a su vez incluye uno o más sensores de luz que están configurados para recibir luz de emisiones corporales (normalmente, orina o heces 26) que emitió el sujeto y están dispuestas dentro de la taza de inodoro. Por ejemplo, los sensores de luz pueden incluir un espectrómetro, o pueden incluir una o más cámaras, como se describe con más detalle a continuación. Un procesador informático analiza la luz recibida y determina si hay presencia de sangre dentro de la emisión corporal. Normalmente, el procesador informático detecta uno o más componentes espectrales dentro de la luz recibida que son indicativos de absorción de luz por un componente de eritrocitos, analizando la luz recibida (por ejemplo, realizando análisis espectral en la luz recibida). (Tales componentes espectrales se denominan en el presente documento ejemplos de firma de sangre, ya que ciertas combinaciones de tales componentes, como se describe en el presente documento, son indicativas de la presencia de sangre). Además, normalmente, las etapas de recibir luz, analizar la luz recibida y determinar si hay presencia de sangre dentro de la emisión corporal se realizan sin requerir que ninguna persona realice acción alguna (por ejemplo, el usuario, un cuidador o un profesional sanitario) posteriormente a que el sujeto emita la emisión corporal en la taza de inodoro.

45 Para algunas aplicaciones, el aparato 20 incluye una fuente 28 de alimentación (por ejemplo, un paquete de baterías), que está dispuesta fuera de la taza de inodoro dentro de una carcasa 30, como se muestra en la Fig. 1. Alternativa o adicionalmente, el módulo sensor está conectado a la red eléctrica (no mostrada). Normalmente, la fuente de alimentación y el módulo sensor 22 están conectados por cable (como se muestra), o de forma inalámbrica (no mostrado). De acuerdo con las aplicaciones respectivas, el procesador informático que realiza el análisis descrito anteriormente está dispuesto dentro de la taza de inodoro (por ejemplo, dentro de la misma carcasa que el módulo sensor), dentro de la carcasa 30, o remotamente. Por ejemplo, como se muestra, el módulo sensor puede comunicarse de forma inalámbrica con un dispositivo 32 de interfaz de usuario que incluye un procesador informático. Tal dispositivo de interfaz de usuario puede incluir, pero no se limita a, un teléfono 34, una tableta 36, un ordenador portátil 38 o un tipo diferente de dispositivo informático personal. El dispositivo de interfaz de usuario actúa normalmente tanto como dispositivo de entrada como dispositivo de salida, por medio del cual el usuario interactúa con el módulo sensor 22. El

módulo sensor puede transmitir datos al dispositivo de interfaz de usuario y el procesador informático del dispositivo de interfaz de usuario puede ejecutar un programa que está configurado para analizar la luz recibida por el módulo de obtención de imágenes y para detectar de este modo si hay presencia de sangre dentro de la emisión corporal del sujeto.

Para algunas aplicaciones, el módulo sensor 22 y/o el dispositivo de interfaz de usuario se comunican con un servidor remoto. Por ejemplo, el aparato puede comunicarse con un médico o una compañía de seguros a través de una red de comunicación sin intervención del paciente. El médico o la compañía de seguros puede evaluar los resultados y determinar si son apropiadas pruebas o intervenciones adicionales para el paciente. Para algunas aplicaciones, los datos relativos a la luz recibida se almacenan en una memoria (tal como la memoria 46 descrita a continuación en el presente documento). Por ejemplo, la memoria puede estar dispuesta dentro de la taza de inodoro (por ejemplo, dentro de la unidad de sensor), dentro de la carcasa 30 o remotamente. De manera periódica, el sujeto puede enviar los datos almacenados a una instalación, tal como una instalación sanitaria (por ejemplo, un consultorio médico o una farmacia) o una compañía de seguros, y un procesador informático en la instalación puede realizar entonces el análisis descrito anteriormente en un lote de datos relacionados con una pluralidad de emisiones corporales del sujeto que se adquirieron durante un periodo de tiempo.

Se observa que el aparato y los métodos descritos en el presente documento incluyen una prueba de cribado en la que no se requiere que el sujeto toque físicamente la emisión corporal. Además, normalmente, solo se requiere que el sujeto toque cualquier porción del aparato de detección dedicado periódicamente, por ejemplo, para instalar el dispositivo, o para cambiar o recargar las baterías del dispositivo. (Se observa que el sujeto puede manejar el dispositivo de interfaz de usuario, pero este es normalmente un dispositivo (tal como un teléfono) que maneja el sujeto incluso cuando no se usa el aparato de detección). Además, normalmente, el aparato y los métodos descritos en el presente documento no requieren añadir nada a la taza de inodoro después de que el sujeto emita una emisión corporal en la taza de inodoro, para facilitar el análisis espectral de la emisión, y/o una determinación de que la emisión contiene sangre. Para algunas aplicaciones, no se requiere que el sujeto realice ninguna acción después de la instalación del aparato en la taza de inodoro. La prueba es automática y manejada por el aparato, y la monitorización de las emisiones del sujeto es sin contratiempos para el sujeto y no requiere cumplimiento por el sujeto, siempre que no se detecte ninguna anomalía.

Normalmente, después de que el sujeto emita una emisión corporal en la taza de inodoro (y normalmente una vez que el sujeto ha terminado de excretar la emisión corporal, y la emisión corporal está dispuesta al menos parcialmente dentro del agua de la taza de inodoro), se obtienen imágenes de la emisión corporal recibiendo luz reflejada y/o transmitida desde la taza de inodoro, sin requerir que ninguna persona realice acción alguna posteriormente a la emisión. Para algunas aplicaciones, la emisión corporal se analiza durante la emisión de la emisión corporal en la taza de inodoro. Normalmente, el procesador informático (a) analiza (por ejemplo, analiza espectralmente) la luz recibida, (b) en respuesta a la misma, determina si hay presencia de sangre dentro de la emisión corporal (y/o realiza las funcionalidades adicionales descritas en el presente documento con respecto a la emisión corporal), y (c) genera una salida al menos parcialmente en respuesta a la misma, todo sin requerir que ninguna persona realice acción alguna posteriormente a la emisión. Se observa que, para algunas aplicaciones, se solicita una entrada al sujeto, por medio del dispositivo de interfaz de usuario, si se detecta una indicación de la presencia de sangre en la emisión corporal, como se describe con más detalle a continuación en el presente documento. Sin embargo, incluso para tales aplicaciones, se determina que hay presencia de sangre basándose en el análisis espectral automático, y la entrada del usuario se usa para determinar la fuente de sangre, y/o para determinar si la fuente de sangre es o no una causa de preocupación.

Para algunas aplicaciones, para cada emisión del sujeto, en el caso de una señal positiva, el aparato informa de la búsqueda al paciente por medio de un dispositivo de salida, por ejemplo, por medio del dispositivo 32 de interfaz de usuario. Para algunas aplicaciones, el dispositivo de salida incluye un componente de salida (tal como una luz (por ejemplo, un LED) o una pantalla) que se incorpora en el aparato 20. Para algunas aplicaciones, si el análisis de la emisión corporal indica que hay sangre presente dentro de la emisión, el procesador informático acciona la interfaz de usuario para solicitar una entrada del sujeto, pidiendo al usuario algunas preguntas de verificación. Por ejemplo, el dispositivo de interfaz de usuario puede preguntar al usuario "¿Ha comido carne roja en las 24 horas anteriores de su reciente emisión de heces?" ya que el consumo de carne roja puede provocar un falso positivo debido a la carne que contiene sangre. Alternativa o adicionalmente, el dispositivo de interfaz de usuario puede preguntar al usuario "¿Ha tomado aspirina u otros fármacos antiinflamatorios no esteroideos?" ya que se ha demostrado que la ingesta de tales fármacos causa hemorragia en el estómago o el tracto gastrointestinal de individuos susceptibles. Para algunas aplicaciones, los datos se analizan localmente pero los resultados se transmiten al proveedor de atención médica o a la compañía de seguros a través de una conexión de red.

Para algunas aplicaciones, el aparato monitoriza las emisiones corporales del sujeto durante un periodo de tiempo prolongado, por ejemplo, durante más de una semana, o más de un mes. Normalmente, de esta manera, el aparato está configurado para examinar la presencia de neoplasias malignas y/o pólipos, que característicamente sangran solo intermitentemente. Para algunas aplicaciones, el aparato compara la cantidad de sangre que se detecta en las emisiones corporales (por ejemplo, heces), durante un periodo de tiempo, con una cantidad umbral. Se sabe que existe un nivel de hemorragia gastrointestinal normal, fisiológica, no patológica, que se ha estimado que promedia menos de 2 ml/día. La hemorragia intestinal que es mayor de 2 ml/día se considera anómala. (Se observa que la

cantidad precisa que se considera anómala puede diferir para cada persona, dependiendo, por ejemplo, de la edad y el sexo. Así, por ejemplo, para mujeres maduras, la concentración normal de sangre en las heces puede considerarse que es inferior a 64 microgramos/gramo, mientras que para hombres maduros cualquier cantidad superior a 20 microgramos/gramo puede considerarse anómala). Por lo tanto, para algunas aplicaciones, el umbral se calibra para mejorar la especificidad de la detección, de manera que no se generarán alertas si el nivel de hemorragia es consecuente con la hemorragia gastrointestinal normal, fisiológica, no patógena, pero generará una alerta si, por ejemplo, el nivel de hemorragia es indicativo de la presencia de cáncer y/o pólipos.

Para algunas aplicaciones, el procesador informático que analiza la luz recibida utiliza técnicas de aprendizaje automático, tales como detección de anomalías y/o detección de valores atípicos. Por ejemplo, el procesador informático puede estar configurado para realizar la detección de anomalías individualizadas o la detección de valores atípicos que aprende los patrones de señales de salida de cada sujeto y detecta cambios anómalos en la firma de sangre característica del sujeto. Como se ha descrito anteriormente en el presente documento, para algunas aplicaciones, el procesador informático que realiza el análisis está remoto y/o separado del módulo sensor. Para algunas aplicaciones, el módulo sensor es desechable, pero incluso después de la eliminación del módulo sensor, el procesador informático tiene acceso a datos históricos relacionados con el sujeto, de modo que los datos históricos pueden utilizarse en las técnicas de aprendizaje automático.

Se hace referencia ahora a la Fig. 2, que es un diagrama de bloques que ilustra esquemáticamente componentes del módulo sensor 22, según algunas aplicaciones de la presente invención. Como se ha descrito anteriormente en el presente documento, el módulo sensor está normalmente dispuesto dentro de una taza de inodoro. Además, normalmente, el módulo sensor incluye un componente de obtención de imágenes, que a su vez incluye uno o más sensores de luz que están configurados para recibir luz de emisiones corporales que emitió el sujeto y están dispuestas dentro de la taza de inodoro. El componente de obtención de imágenes se describe con más detalle a continuación en el presente documento, con referencia a las Figs. 3A-B. Normalmente, el módulo sensor está alojado en una carcasa resistente al agua. Además, normalmente, la cara del módulo sensor debajo de la cual está montado el componente de obtención de imágenes está cubierta con una cubierta transparente y resistente al agua. Se observa que la Fig. 1 muestra el módulo sensor dispuesto por encima del nivel del agua dentro de la taza de inodoro. Sin embargo, para algunas aplicaciones, al menos una parte del módulo sensor (por ejemplo, todo el módulo sensor) está sumergido dentro del agua en la taza de inodoro.

Para algunas aplicaciones, el módulo sensor incluye un sensor 40 de sujeto. El sensor de sujeto está configurado para detectar cuándo un sujeto está sobre o cerca del inodoro, y/o si el sujeto ha defecado y/u orinado en la taza de inodoro. Por ejemplo, el sensor de sujeto puede incluir un sensor de movimiento, configurado para detectar el movimiento de heces, orina, el sujeto o el agua en la taza de inodoro. Alternativa o adicionalmente, el sensor de sujeto puede incluir un sensor de luz configurado para detectar cuándo está encendida la luz en el cuarto de baño, o cuándo está sentado el sujeto en el inodoro. Para algunas aplicaciones, los sensores de luz que se usan para detectar luz de la emisión corporal también se usan para la función mencionada anteriormente. Para algunas de tales aplicaciones, el módulo sensor está configurado para estar en modo de espera la mayor parte del tiempo (de manera que el módulo sensor usa una cantidad reducida de potencia). El módulo sensor se enciende en respuesta a la detección de que el sujeto está encima o cerca del inodoro, y/o que el sujeto ha defecado y/u orinado en la taza de inodoro. Normalmente, el componente de obtención de imágenes del módulo sensor adquiere imágenes en respuesta a la detección de que el sujeto está sobre o cerca del inodoro, y/o que el sujeto ha defecado y/u orinado en la taza de inodoro. Para algunas aplicaciones, el sujeto enciende el módulo sensor manualmente.

Para algunas aplicaciones, el módulo sensor incluye un componente vibratorio 42 que está configurado normalmente para hacer vibrar las heces que están dentro de la taza de inodoro. El elemento vibratorio puede incluir un vibrador ultrasónico, un elemento mecánico que se mueve mediante un motor y/o una bomba configurada para emitir chorros de agua. El elemento vibratorio está configurado normalmente para romper las heces en trozos más pequeños de manera que la sangre que está dispuesta dentro del trozo de heces se vuelve visible para el componente de obtención de imágenes. Se observa que, para algunas aplicaciones, el componente vibratorio está dispuesto en la taza de inodoro por separado del módulo sensor. Para algunas aplicaciones, no se usa un componente vibratorio, pero el aparato 20 es capaz de determinar si hay sangre presente en las heces hasta un nivel de especificidad suficiente, debido a que las heces se rompen al caer en la taza de inodoro e impactar en la taza de inodoro.

Normalmente, el módulo sensor incluye un procesador informático 44, una memoria 46 y un módulo 48 de comunicación. El procesador informático 44 está configurado para accionar el componente de obtención de imágenes para realizar las funciones descritas en el presente documento. Para algunas aplicaciones, el procesador informático está configurado además para realizar las funciones de análisis descritas en el presente documento. Para tales aplicaciones, el procesador informático 44 comunica normalmente los resultados del análisis (por ejemplo, una detección positiva de sangre en heces) a un dispositivo remoto, tal como el dispositivo 32 de interfaz de usuario (Fig. 1), por medio del módulo 48 de comunicación. Alternativamente, como se ha descrito anteriormente en el presente documento, el análisis de la luz recibida puede realizarse por un procesador informático remoto, por ejemplo, un procesador informático que es parte del dispositivo de interfaz de usuario. Para tales aplicaciones, el procesador informático 44 comunica normalmente datos de obtención de imágenes sin procesar y/o señales de luz al procesador informático remoto, por medio del módulo 48 de comunicación. Para algunas aplicaciones, el procesador informático almacena datos en la memoria 46. Los datos pueden incluir datos sin procesar, que posteriormente pueden

recuperarse y analizarse, y/o los resultados del análisis espectral de la luz recibida por el componente de obtención de imágenes. La memoria 46 puede incluir una tarjeta de memoria, tal como una tarjeta SD que puede retirarse físicamente. El módulo de comunicación está configurado normalmente para comunicarse con dispositivos externos (por ejemplo, el dispositivo 32 de interfaz de usuario) usando protocolos conocidos, tales como Wifi, Bluetooth®, ZigBee® o cualquier protocolo de comunicación de campo cercano (NFC).

Para algunas aplicaciones, el módulo sensor 22 incluye un indicador 50, por ejemplo, un indicador visual (tal como una luz LED), o un indicador de audio (por ejemplo, un altavoz que está configurado para emitir un pitido), estando configurado el indicador para indicar al sujeto cuándo se han obtenido imágenes con éxito de una muestra, y/o cuándo se han transmitido con éxito datos a un dispositivo remoto, tal como el dispositivo 32 de interfaz de usuario. Se observa que, aunque no se muestra, el indicador normalmente interactúa con otros componentes del módulo sensor, tales como el procesador informático y/o el módulo de comunicación.

Se hace referencia ahora a las Figs. 3A-B que son ilustraciones esquemáticas de componentes del componente 24 de obtención de imágenes, según aplicaciones respectivas de la presente invención. El componente 24 de obtención de imágenes está dispuesto normalmente en una cara del módulo sensor 22 que está orientada hacia el agua en la taza de inodoro. Las Figs. 3A-B son ilustraciones esquemáticas de la cara mencionada anteriormente del módulo sensor.

Como se describe con más detalle a continuación en el presente documento, normalmente, para detectar una firma de sangre dentro de una emisión corporal, se detectan bandas espectrales particulares dentro de la luz que se refleja desde y/o transmite la emisión corporal. Normalmente, las bandas espectrales están centradas alrededor de una longitud de onda que está en el intervalo de 530 nm a 785 nm (por ejemplo, entre 530 nm y 600 nm). Además, normalmente, se detectan dos o más bandas espectrales que están centradas alrededor de aproximadamente 540 nm, 565 nm y 575 nm. Para algunas aplicaciones, se miden otras bandas espectrales que son indicativas de la presencia de sangre. Por ejemplo, puede detectarse una banda espectral centrada alrededor de aproximadamente 425 nm (por ejemplo, entre 420 y 430 nm) y/o una banda espectral centrada alrededor de aproximadamente 500 nm (por ejemplo, entre 490 y 510 nm). Las anchuras de las bandas espectrales son normalmente mayores de 3 nm (por ejemplo, mayores de 5 nm, o mayores de 8 nm), y/o menores de 40 nm (por ejemplo, menores de 20 nm, o 12 nm), por ejemplo, entre 3 y 40 nm, entre 5 y 20 nm o entre 8 y 12 nm. Una banda espectral que se describe en el presente documento como centrada alrededor de aproximadamente un valor espectral dado debe interpretarse como que incluye una banda espectral centrada alrededor del valor dado más/menos 5 nm.

Con referencia a la Fig. 3A, para algunas aplicaciones, el componente 24 de obtención de imágenes del módulo sensor 22 incluye una fuente 68 de luz (por ejemplo, un emisor de luz LED, o un tipo diferente de luz) que emite luz blanca. Además, el módulo de obtención de imágenes incluye dos o más cámaras, que actúan como sensores de luz. Las dos o más cámaras pueden incluir una cámara 60 en color y/o una cámara monocromática que incluye un filtro para detectar una primera de las bandas espectrales descritas anteriormente (cámara 62), una segunda de las bandas espectrales descritas anteriormente (cámara 64) y/o una tercera de las bandas espectrales descritas anteriormente (cámara 66). Las cámaras actúan como sensores de luz del aparato 20, y la fuente de luz actúa iluminando la taza de inodoro y la emisión corporal. Para algunas aplicaciones, las cuatro cámaras se usan en el componente de obtención de imágenes. Para algunas aplicaciones, se usa un tipo diferente de sensor de luz (por ejemplo, un espectrómetro) como alternativa a, o además de, las cámaras.

Para algunas aplicaciones, el procesador informático del aparato 20 está configurado para identificar componentes espectrales dentro de porciones respectivas de la emisión corporal, analizando píxeles respectivos dentro de las imágenes adquiridas por las cámaras, de manera individual. Para identificar los componentes espectrales de una porción dada de la emisión corporal, el procesador informático determina una correspondencia entre píxeles de imágenes que se adquirieron por cámaras respectivas. Normalmente, independientemente de cuántas cámaras se usen, todas las cámaras están dispuestas en estrecha proximidad entre sí, por ejemplo, de manera que todas las cámaras están dispuestas dentro de un área de menos de 10 centímetros cuadrados (por ejemplo, un área de menos de 5 centímetros cuadrados, o un área de menos de 1 centímetro cuadrado). Para algunas aplicaciones, el uso de cámaras que están dispuestas en estrecha proximidad entre sí facilita la determinación de la correspondencia entre píxeles de imágenes que se adquirieron por cámaras respectivas.

Con referencia a la Fig. 3B, para algunas aplicaciones, el componente 24 de obtención de imágenes del módulo sensor 22 incluye una cámara 60 en color, e incluye dos o más fuentes de luz (por ejemplo, luces LED u otros tipos de luces) que emiten luz en las bandas espectrales respectivas. Las dos o más fuentes de luz incluyen normalmente la fuente 68 de luz (que, como se describe con referencia a la Fig. 3A, está configurada para emitir luz blanca) y/o fuentes de luz que están configuradas para emitir luz en una primera de las bandas espectrales descritas anteriormente (fuente 72 de luz), una segunda de las bandas espectrales descritas anteriormente (fuente 74 de luz) y/o una tercera de las bandas espectrales descritas anteriormente (fuente 76 de luz). Para algunas aplicaciones, se montan filtros de banda estrecha sobre una o más de las fuentes de luz. La cámara actúa como sensor de luz del aparato 20, y las fuentes de luz actúan iluminando la taza de inodoro y la emisión corporal. Para algunas aplicaciones, las cuatro fuentes de luz se usan en el componente de obtención de imágenes.

Se observa que, para algunas aplicaciones, el componente de obtención de imágenes no incluye una fuente de luz, y los sensores de luz del componente de obtención de imágenes (por ejemplo, las cámaras) se basan en la luz ambiental. Alternativamente, la fuente de luz y los sensores de luz del componente de obtención de imágenes pueden estar dispuestos en diferentes lados de la taza de inodoro entre sí. Para algunas aplicaciones, el componente de obtención de imágenes está configurado para detectar la transmisión óptica y/o la reflectancia óptica de la emisión corporal. Alternativa o adicionalmente, el componente de obtención de imágenes está configurado para detectar la absorción óptica de la emisión corporal. En general, el alcance de la presente solicitud incluye detectar componentes espectrales del espectro de luz de una emisión corporal como se describe en el presente documento, detectando y/o calculando la intensidad de los componentes espectrales en los espectros de reflectancia óptica, transmisión óptica y/o absorción óptica de la emisión corporal y/o agua en la taza de inodoro que está en contacto con la emisión corporal. Para algunas aplicaciones, en lugar de usar una o más cámaras, que están configuradas para detectar luz píxel a píxel, se usa un espectrómetro para detectar el espectro global de luz que se refleja desde la emisión corporal, y para analizar la luz reflejada.

Para algunas aplicaciones, la cámara 60 en color es una cámara multiespectral o una cámara hiperespectral. Por ejemplo, puede usarse una cámara hiperespectral para adquirir imágenes de una emisión corporal, y el procesador informático puede analizar los datos generando un hipercubo de datos que contiene dos dimensiones espaciales y una dimensión de longitud de onda. El procesador informático puede determinar si hay o no sangre en la emisión corporal, analizando el hipercubo.

Se observa además que las disposiciones particulares de las fuentes de luz y los sensores de luz mostradas en las figuras 3A-B son ejemplos, y el alcance de la presente invención incluye usar disposiciones alternativas o adicionales de fuentes de luz y/o detectores de luz. Por ejemplo, pueden usarse más o menos de cuatro fuentes de luz y/o sensores de luz. De manera similar, las fuentes de luz y/o los sensores de luz pueden estar dispuestos en una configuración diferente a las mostradas en las Figs. 3A-B. El alcance de la presente invención incluye el uso de cualquier combinación de sensores de luz y fuentes de luz, dispuestos en cualquier configuración que facilite las mediciones como se describe en el presente documento que están realizándose.

Normalmente, los sensores de luz del componente 24 de obtención de imágenes del módulo sensor 22 adquieren imágenes en respuesta a la detección de que el sujeto está sobre o en las proximidades del inodoro, y/o que el sujeto ha defecado y/u orinado en la taza de inodoro, como se describió anteriormente en el presente documento. Para algunas aplicaciones, durante las adquisiciones de imágenes por la(s) cámara(s) 60, 62, 64 y/o 66, se adquieren ráfagas de imágenes a intervalos de tiempo dados. Por ejemplo, puede adquirirse una ráfaga una vez cada 3 segundos, cada 5 segundos o cada 10 segundos. Cada ráfaga de imágenes contiene normalmente entre 1 y 8 imágenes, por ejemplo, entre 3 y 5 imágenes. Normalmente, todas las imágenes que se adquieren de una emisión dada se adquieren dentro de un tiempo total que es menor de 20 segundos, de modo que no hay movimiento sustancial de la emisión corporal entre las adquisiciones de imágenes respectivas dentro de cada ráfaga. Para algunas aplicaciones, el tiempo de exposición máximo por trama de imagen es normalmente de 10 ms. Alternativamente, el tiempo de exposición por trama de imagen puede ser de más de 10 ms, por ejemplo, más de 35 ms.

El aparato y los métodos descritos en el presente documento utilizan la luz reflejada de vuelta desde eritrocitos y recogida por sensores de luz. En algunas realizaciones, esta luz puede reflejarse desde la fuente de luz ambiental y, en otras realizaciones, una fuente de luz es una parte integral del sistema. En algunas realizaciones, tal fuente de luz puede ser un LED de una o varias longitudes de onda, o una fuente de luz de banda ancha con un filtro de paso de banda. Como se ha descrito anteriormente en el presente documento, los eritrocitos tienen una firma espectral distinta, que se refleja del medio sometido a prueba y puede detectarse por sensores de luz, denominándose la firma en el presente documento firma de sangre.

Para algunas aplicaciones, el módulo sensor detecta la presencia de sangre en la emisión corporal en respuesta a la detección de que el valor devuelto por una función matemática de la absorción, transmisión y/o reflectancia de dos o más longitudes de onda o funciones ponderadas de longitudes de onda devuelve un cierto valor. Como se ha descrito anteriormente en el presente documento, para algunas aplicaciones, el módulo sensor transmite la salida de los sensores de luz al dispositivo 32 de interfaz de usuario (Fig. 1) y el software que ejecuta un procesador informático en el dispositivo realiza el análisis.

En general, el aparato 20 incluye normalmente fuente(s) de iluminación (es decir, fuente(s) de luz) para irradiar fluidos biológicos que se excretan del paciente y pasan al agua de la taza de inodoro. Para algunas aplicaciones, se emite radiación (por ejemplo, radiación en el intervalo de luz visible) a diversas longitudes de onda de interés, para evaluar la firma óptica del espécimen. Un detector de luz está situado con respecto a la fuente(s) de luz en el lado opuesto, el mismo lado o en cualquier otro lugar en la taza de inodoro. Por ejemplo, los detectores de luz pueden estar orientados hacia la(s) fuente(s) de luz de manera que detecten la luz de la(s) fuente(s) de luz que pasa a través de la emisión corporal, y/o a través del agua en la taza de inodoro que está en contacto con la emisión corporal. Se observa que, aunque algunas aplicaciones de la presente invención se refieren al uso de la detección de radiación en el intervalo de luz visible para realizar las técnicas descritas en el presente documento, el alcance de la presente invención incluye usar radiación en cualquier banda espectral para realizar las técnicas descritas en el presente documento, cambiando lo que se tenga que cambiar.



Para algunas aplicaciones, se usa una fuente de iluminación de banda ancha de luz blanca (por ejemplo, la fuente 68 de luz blanca), y el detector de luz puede comprender al menos dos detectores de luz (por ejemplo, dos o más cámaras 60, 62, 64 y 66). Cada detector de luz puede comprender un filtro diferente para recoger luz a una longitud de onda diferente, después de pasar a través de los fluidos biológicos. Los filtros pueden ser filtros de banda estrecha, filtros de interferencia, filtros absorbentes o filtros de elemento óptico difractivo (DOE).

Ahora se hace referencia a la Fig. 4, que es un gráfico que muestra espectrogramas que se registraron a partir de muestras de heces, según algunas aplicaciones de la presente invención. Una muestra de heces humanas en bruto y una muestra de heces humanas en la que se habían inyectado 0,2 ml de sangre se colocaron dentro de un recipiente de vidrio (con dimensiones de 86x86x90 mm) que contenía agua del grifo a una altura de aproximadamente 70 mm (~500 cc de agua). Se dirigió luz LED blanca en el intervalo de 400-700 nm y una intensidad de aproximadamente 220 lúmenes al recipiente, y se adquirieron espectrogramas de la luz que se reflejó desde el recipiente usando un espectrómetro convencional.

La curva más gruesa es el espectrograma que se obtuvo de la muestra de heces en bruto, y la curva más fina es el espectrograma que se obtuvo de las heces con sangre. Como puede observarse, en la parte ampliada del gráfico, el espectrograma que se obtuvo de la muestra que incluye sangre incluye una forma de valle-pico-valle característica a aproximadamente 540 nm (valle), 565 nm (pico) y 575 nm (valle). Esta forma característica es un ejemplo de una firma de sangre, siendo la forma indicativa de la presencia de sangre. Específicamente, esta forma indica la absorción de luz por la oxihemoglobina, que está presente en los eritrocitos de la sangre.

Los resultados anteriores indican que puede detectarse una firma de sangre dentro de una muestra de heces en ciertas condiciones. Además, los resultados anteriores se obtuvieron usando un espectrograma que analiza el perfil espectral global de la muestra. Si se analiza la muestra píxel a píxel, como es el caso en ciertas aplicaciones de la presente invención, puede esperarse que la firma de la sangre se detecte con mayor sensibilidad y especificidad.

Se hace referencia ahora a la Fig. 5, que es un diagrama de barras que muestra las relaciones de componentes espectrales que se registraron a partir de muestras respectivas, durante un experimento.

Usando la técnica descrita anteriormente con respecto a la Fig. 4, se analizaron los espectrogramas de una pluralidad de muestras. La muestra incluía:

1. Remolacha fresca.
2. Carne fresca cruda.
3. Una muestra fecal que no contenía sangre.
4. Una segunda muestra fecal que no contenía sangre.
5. Una mezcla de ron y colorante alimentario rojo.
6. Una muestra que contiene heces y 0,2 ml de sangre, en la que la muestra no se mezcló.
7. Una muestra que contiene heces y 0,2 ml de sangre, en la que la muestra se mezcló una vez agitando con una varilla.
8. Una muestra que contiene heces y 0,2 ml de sangre, en la que la muestra se mezcló dos veces agitando con una varilla.
9. Una muestra que contiene heces y 5 gotas de sangre, en la que la muestra no se mezcló.
10. Una muestra que contiene heces y 5 gotas de sangre, en la que la muestra se mezcló dos veces mediante agitación con una varilla.

La sangre se obtuvo de un banco de sangre y se había conservado en citrato.

Para cada una de las muestras, el espectrograma recibido se analizó calculando dos relaciones. La relación 1 era la relación de la intensidad de una banda de 10 nm centrada alrededor de 565 nm, con respecto a la intensidad de una banda de 10 nm centrada alrededor de 575 nm ( $I(565)/I(575)$ ). La relación 2 era la relación de la intensidad de una banda de 10 nm centrada alrededor de 565 nm, con respecto a la intensidad de una banda de 10 nm centrada alrededor de 540 nm ( $I(565)/I(540)$ ). Para el propósito del experimento, los umbrales se establecieron en 1,05 para la relación 1 y 0,8 para la relación 2, de modo que si la relación 1 excediera 1,05 y la relación 2 excediera 0,8, esto sería una indicación de que la muestra contiene sangre. Esto se debe a que se esperaba que una muestra que contiene sangre tuviera una firma de sangre con una forma de valle-pico-valle característica a aproximadamente 540 nm (valle), 565 nm (pico) y 575 nm (valle), mientras que, para una muestra que no contiene sangre, podría esperarse que la pendiente del espectrograma aumentara entre 540 nm y 575 nm, como se muestra en la curva gruesa de la Fig. 4. Los resultados se indican en el diagrama de barras mostrado en la Fig. 5 y se resumen en la tabla siguiente:

Muestra	Contiene sangre humana	Ambas relaciones indican que la muestra contiene sangre
1	No	No
2	No (pero contenía eritrocitos animales)	Sí
3	No	No
4	No	No
5	No	No
6	Sí	No
7	Sí	Sí
8	Sí	Sí
9	Sí	Sí
10	Sí	Sí

Como puede observarse basándose en la Fig. 5 y la tabla anterior, en general, usando las relaciones y los umbrales descritos anteriormente, se detectó sangre en heces en cuatro de cinco casos. Usando las relaciones y los umbrales descritos anteriormente, en general, no se detectó sangre en casos en los que no había estado presente sangre en la muestra, excepto para la muestra de carne (muestra 2), que se analiza a continuación. Estos resultados indican que puede detectarse sangre en una emisión corporal analizando espectralmente la emisión, usando técnicas como se describen en el presente documento. Por lo tanto, se detectan bandas espectrales que están centradas alrededor de una longitud de onda que está en el intervalo de 530 nm a 785 nm (por ejemplo, entre 530 nm y 600 nm). Normalmente, se detectan dos o más bandas espectrales que están centradas alrededor de aproximadamente 540 nm, 565 nm y 575 nm. Las anchuras de las bandas espectrales son normalmente mayores de 3 nm (por ejemplo, mayores de 5 nm, o mayores de 8 nm), y/o menores de 40 nm (por ejemplo, menores de 20 nm, o menores de 12 nm), por ejemplo, entre 3 y 40 nm, entre 5 y 20 nm, o entre 8 y 12 nm. Para algunas aplicaciones, se determinan una o más relaciones de las intensidades de las bandas espectrales mencionadas anteriormente entre sí. Por ejemplo, puede determinarse la relación de la intensidad de la banda espectral centrada alrededor de aproximadamente 565 nm con respecto a la de la banda centrada alrededor de aproximadamente 575 nm (o viceversa), y/o puede determinarse la relación de la intensidad de la banda espectral centrada alrededor de aproximadamente 565 nm con respecto a la de la banda centrada alrededor de aproximadamente 540 nm (o viceversa). Para algunas aplicaciones, se determina una relación diferente entre las intensidades de las bandas espectrales mencionadas anteriormente entre sí. Para algunas aplicaciones, se determina una relación entre un parámetro de las bandas espectrales respectivas distinto de la intensidad. Para algunas aplicaciones, se miden otras bandas espectrales que son indicativas de la presencia de sangre. Por ejemplo, los resultados de experimentos realizados por los inventores sobre sangre completa dentro del agua indicaron que hay un valle en el espectro de reflectancia a aproximadamente 425 nm. En el experimento descrito con referencia a la Fig. 5, algunas de las muestras fecales con sangre presentaron picos en sus espectros de reflectancia a aproximadamente 500 nm. Por lo tanto, para algunas aplicaciones, se detecta una banda espectral centrada alrededor de aproximadamente 425 nm (por ejemplo, entre 420 y 430 nm) y/o una banda espectral centrada alrededor de aproximadamente 500 nm (por ejemplo, entre 490 y 510 nm).

Se observa que los resultados mostrados en la Fig. 5 y resumidos en la tabla anterior reflejan una parte de las muestras que se analizaron. En general, no hubo falsos positivos, excepto cuando se analizó la muestra de carne. Esto es de esperar, ya que la carne fresca cruda tiene residuos de sangre animal, que se disuelven en el agua. De acuerdo con algunas aplicaciones de la presente invención, tales falsos positivos se reducen preguntando a los sujetos cuestiones, tales como si el sujeto comió carne roja dentro de un intervalo de tiempo dado de la defecación, como se describió anteriormente en el presente documento.

Se encontraron falsos negativos cuando se inyectó sangre en heces sólidas y no alcanzó el agua (lo que fue el caso en la muestra 6). De acuerdo con algunas aplicaciones de la presente invención, tales falsos negativos se reducen mezclando, haciendo vibrar y/o agitando las heces dentro de la taza de inodoro, según las técnicas descritas en el presente documento. Se observa que, en el experimento, la sangre se mezcló con las heces cuando las heces se dispusieron dentro del recipiente de vidrio. Normalmente, cuando una persona defeca en una taza de inodoro, las heces se agitan en virtud de que las heces caen e impactan en la taza de inodoro. Por lo tanto, para algunas aplicaciones de la presente invención, no se proporciona agitación activa a las heces dispuestas en la taza de inodoro. Además, hubo falsos negativos (no mostrados en la Fig. 5) en casos en los que se usó sangre con remolacha como muestra. Para algunas aplicaciones de la presente invención, tales falsos negativos se reducen usando una intensidad

de luz mayor que la usada en el experimento descrito anteriormente. Se observa además que, dado que, según algunas aplicaciones, el análisis de las emisiones corporales se realiza durante un período de tiempo, si se pasa por alto sangre oculta en algunas emisiones, es probable que se detecte en otras.

Se hace referencia ahora a la Fig. 6, que es un gráfico que muestra los resultados de una simulación que se realizó, según algunas aplicaciones de la presente invención. Se usaron espectrogramas de (a) heces y (b) cinco gotas de sangre obtenidos en un experimento como se describió anteriormente en el presente documento. El espectrograma de las cinco gotas de sangre se dividió entre cinco, para simular el espectrograma de una gota, y para mejorar la relación señal-ruido con relación al espectrograma de una única gota de sangre que está usándose. Se realizó una simulación para mezclar artificialmente los espectros, tal como para producir el efecto de heces mezcladas con la cantidad respectiva de sangre. Las relaciones primera y segunda descritas anteriormente se calcularon entonces para anchos de banda crecientes del filtro espectral. La Fig. 6 es un gráfico que muestra el número mínimo de gotas que eran detectables para cada ancho de banda. Puede observarse que, hasta un ancho de banda de 20 nm, eran detectables dos gotas de sangre, mientras que, para anchos de banda de 30 nm y más, se requería un mínimo de tres gotas de sangre para que la sangre fuera detectable. Por lo tanto, para algunas aplicaciones de la presente invención, se detectan dos o más bandas espectrales que están centradas alrededor de aproximadamente 540 nm, 565 nm y 575 nm, y las anchuras de las bandas espectrales son normalmente mayores de 3 nm (por ejemplo, mayores de 5 nm, o mayores de 8 nm), y/o menores de 40 nm (por ejemplo, menores de 20 nm, o menores de 12 nm), por ejemplo, entre 3 y 40 nm, entre 5 y 20 nm, o entre 8 y 12 nm.

Se hace referencia ahora a la Fig. 7, que es un diagrama de flujo que muestra las etapas de un procedimiento.

En una primera etapa (etapa 80), el módulo sensor 22 (por ejemplo, el sensor 40 de sujeto del módulo sensor) detecta la presencia del sujeto en las proximidades o sobre el inodoro, y/o detecta que se ha emitido una emisión corporal al inodoro, como se describió anteriormente en el presente documento con referencia a la figura 2. En respuesta a esto, el componente 24 de obtención de imágenes del módulo sensor recibe luz de la taza de inodoro, normalmente adquiriendo imágenes usando una o más cámaras (por ejemplo, una o más cámaras multiespectrales, o una o más cámaras hiperespectrales) (etapa 82). Como se ha indicado anteriormente, el alcance de la presente invención incluye recibir radiación en cualquier banda espectral, y no se limita a recibir radiación en el intervalo de luz visible.

La luz recibida se analiza (por ejemplo, se analiza espectralmente) mediante un procesador informático, que puede ser el procesador informático 44 del módulo sensor, o un procesador informático diferente, como se describió anteriormente en el presente documento. Normalmente, se detectan bandas espectrales que están centradas alrededor de una longitud de onda que está en el intervalo de 530 nm a 785 nm (por ejemplo, entre 530 nm y 600 nm). Además, normalmente, se detectan componentes espectrales de firma de sangre (etapa 84). Por ejemplo, pueden detectarse uno o más componentes espectrales dentro de la luz recibida que son indicativos de absorción de luz por un componente de eritrocitos (por ejemplo, oxihemoglobina). Como se ha descrito anteriormente en el presente documento, para algunas aplicaciones de la presente invención, se detectan dos o más bandas espectrales que están centradas alrededor de aproximadamente 540 nm, 565 nm y 575 nm. Para algunas aplicaciones, se miden otras bandas espectrales que son indicativas de la presencia de sangre. Por ejemplo, puede detectarse una banda espectral centrada alrededor de aproximadamente 425 nm (por ejemplo, entre 420 y 430 nm) y/o una banda espectral centrada alrededor de aproximadamente 500 nm (por ejemplo, entre 490 y 510 nm). (Como se ha indicado anteriormente en el presente documento, una banda espectral que se describe en el presente documento como centrada alrededor de aproximadamente un valor espectral dado debe interpretarse como que incluye una banda espectral centrada alrededor del valor dado más/menos 5 nm). Para algunas aplicaciones, los componentes espectrales detectados se analizan calculando las relaciones de las intensidades de las componentes respectivas entre sí (etapa 86), por ejemplo, como se ha descrito anteriormente en el presente documento. Alternativa o adicionalmente, los componentes espectrales pueden analizarse de una manera diferente. (La etapa 86 está dentro de un recuadro discontinuo para indicar que la etapa específica de cálculo de relaciones es opcional). En respuesta al análisis espectral, el procesador informático detecta sangre (etapa 88) y genera una salida (etapa 90), por ejemplo, en el dispositivo 32 de interfaz de usuario.

El alcance de la presente invención incluye detectar cualquier componente espectral que sea indicativo de la absorción de luz por un componente de eritrocitos, por ejemplo componentes espectrales que sean indicativos de hemoglobina, metahemoglobina y/o hemo. Para algunas aplicaciones, se detectan componentes espectrales que son indicativos de absorción de luz de orina y/o heces. Para algunas aplicaciones, el procesador informático determina si hay heces y/u orina junto con sangre, para confirmar que la sangre detectada es sangre que está asociada con heces y/u orina y no es de una fuente diferente. Además, el alcance de la presente invención incluye determinar cualquier tipo de relación entre parámetros (por ejemplo, intensidades) de las bandas espectrales respectivas dentro de la luz recibida y no se limita a determinar las relaciones entre los parámetros (por ejemplo, intensidades) de las bandas espectrales respectivas. Además, incluso para aplicaciones en donde se calculan las relaciones 1 y 2 como se ha descrito anteriormente, los umbrales que se han descrito como que se han usado son ilustrativos, y el alcance de la presente invención incluye usar umbrales diferentes a los descritos anteriormente en el presente documento. Por ejemplo, para aplicaciones en las que se usan sensores de luz calibrados, puede usarse un umbral de más de 1 y/o menos de 1,5 (por ejemplo, entre 1 y 1,5) para la relación 1 (es decir,  $I(565)/I(575)$ ), y puede usarse un umbral de más de 0,7 y/o menos de 1 (por ejemplo, entre 0,7 y 1) para la relación 2 (es decir,  $I(565)/I(540)$ ). Para aplicaciones en las que los sensores de luz no están calibrados, las relaciones pueden ser diferentes.

Se observa que, en esta fase, la salida puede indicar una sospecha de que la sangre del sujeto está en la emisión corporal. Para algunas aplicaciones, con el fin de confirmar la sospecha, se solicita al usuario que proporcione una entrada por parte del usuario al que se le están preguntando preguntas de confirmación (las respuestas a las cuales son normalmente indicativas de la fuente de la sangre detectada), como se describió anteriormente en el presente documento. El procesador informático recibe la entrada del sujeto con respecto a las preguntas confirmatorias (etapa 92). Si la entrada del usuario indica que la detección de sangre no fue un falso positivo (que puede haber estado provocada, por ejemplo, porque el sujeto ha consumido carne roja), entonces el procesador informático registra que se ha producido un evento sanguíneo (etapa 94). Por ejemplo, el procesador informático puede registrar el evento en la memoria 46 del módulo sensor. Para algunas aplicaciones, el evento sanguíneo se registra incluso sin recibir una entrada del usuario (etapa 92). Por ejemplo, el procesador informático puede tener en cuenta los falsos positivos de una manera diferente, tal como incorporando una probabilidad de falsos positivos en un umbral que se usa para monitorizar eventos sanguíneos durante un período a largo plazo. (La etapa 92 está dentro de un recuadro discontinuo para indicar que esta etapa es opcional).

Normalmente, las etapas 80-90 de la Fig. 7 (las etapas dentro del recuadro discontinuo grande) se realizan sin requerir ninguna acción por parte del sujeto o cualquier otra persona, después de que el sujeto emita una emisión corporal en la taza de inodoro.

Se hace referencia ahora a la Fig. 8, que muestra los espectros de absorción óptica de hemoglobina oxigenada (HbO<sub>2</sub>) y hemoglobina desoxigenada (Hb) en la región de luz ultravioleta, visible e infrarroja cercana, como se proporciona por Bme591wikiproject en la Wikipedia en inglés, CC BY-SA 3.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=3447869>. Como se ha descrito anteriormente en el presente documento, para algunas aplicaciones, se detecta una firma de sangre detectando dos o más (y, normalmente, tres o más) componentes espectrales que son indicativos de una forma característica de una curva de absorción de luz de un componente de la sangre. Por ejemplo, como se ha descrito anteriormente en el presente documento, puede detectarse una forma de valle-pico-valle característica a aproximadamente 540 nm (valle), 565 nm (pico) y 575 nm (valle). Esta forma característica es un ejemplo de una firma de sangre, siendo la forma indicativa de la presencia de sangre. En efecto, esta forma indica la absorción de luz por la oxihemoglobina, que está presente en los eritrocitos de la sangre.

El alcance de la presente invención incluye identificar cualquier conjunto de tres componentes espectrales que tienen una relación característica entre sí en el espectro de absorción de luz de un componente de la sangre. Normalmente, los tres componentes están dentro de las regiones de luz ultravioleta, visible y/o infrarroja cercana del espectro. Por ejemplo, fuera del alcance de la presente invención, puede detectarse un conjunto de tres o más componentes espectrales que tienen una relación característica entre sí en el espectro de absorción de luz de desoxihemoglobina. Con referencia a la Fig. 8, un ejemplo de tal conjunto de tres componentes es la forma de pico-valle-pico presentada a aproximadamente 435 nm (pico), 480 nm (valle) y 555 nm (pico), en el espectro de absorción de luz de la desoxihemoglobina. Para algunas aplicaciones, uno de los tres componentes espectrales que se usa para identificar la sangre es de aproximadamente 425 nm (por ejemplo, entre 420 y 430 nm). Para algunas aplicaciones, uno de los tres componentes espectrales que se usa para identificar la sangre es de aproximadamente 500 nm (por ejemplo, entre 490 nm y 510 nm). (Se observa que la relación entre estos componentes en la luz reflejada desde la emisión corporal será diferente de la mostrada en la Fig. 8, ya que la Fig. 8 muestra los espectros de absorción de oxihemoglobina y desoxihemoglobina. El espectro de luz reflejada o transmitida presentará una forma de valle-pico-valle, donde el espectro de absorción presenta una forma de pico-valle-pico, y viceversa. De manera similar, el patrón de valle-pico-valle en la curva de oxihemoglobina mostrada en la Fig. 4 (que muestra el espectro de luz reflejada) aparece como un patrón de pico-valle-pico en la Fig. 8). Para algunas aplicaciones, se detecta un conjunto de tres o más componentes espectrales que tienen una relación característica entre sí en el espectro de absorción de luz de un componente diferente de la sangre. Por ejemplo, el componente de la sangre puede incluir un componente de la sangre que está presente en eritrocitos (por ejemplo, metahemoglobina, carboxihemoglobina y/o hemo) y/o un componente no eritrocítico (tal como plaquetas).

Como se ha descrito anteriormente en el presente documento, para algunas aplicaciones, se detectan bandas espectrales que están centradas alrededor de los componentes espectrales de interés. Las anchuras de las bandas espectrales son normalmente mayores de 3 nm (por ejemplo, mayores de 5 nm, o mayores de 8 nm), y/o menores de 40 nm (por ejemplo, menores de 20 nm, o menores de 12 nm), por ejemplo, entre 3 y 40 nm, entre 5 y 20 nm, o entre 8 y 12 nm.

Normalmente, para distinguir el componente sanguíneo de otros componentes dentro de la emisión corporal, se detecta un conjunto de al menos tres componentes espectrales, según las técnicas descritas anteriormente en el presente documento.

Normalmente, los componentes están dentro de las regiones de luz ultravioleta, visible y/o infrarroja cercana del espectro, por ejemplo, entre 400 nm y 600 nm.

Se hace referencia ahora a la Fig. 9, que muestra espectros de transmisión de luz infrarroja que se registraron de cepas de bacterias respectivas, en un experimento que se realizó según algunas aplicaciones de la presente invención. También se hace referencia a la Fig. 10, que muestra espectros de transmisión de luz ultravioleta que se registraron de cepas de bacterias respectivas.

En el experimento, se usaron los serotipos O25, O87 de cepas de *Escherichia coli* ("*E. coli*") así como *Lactobacillus plantarum* ("*L. plantarum*"). Todas las bacterias se hicieron crecer en medio de caldo de soja trípico (Sigma-Aldrich) a 37 °C durante la noche. Los cultivos frescos se colocaron en placas de Petri en volúmenes iguales (5 ml) y se sometieron a análisis espectral. El experimento se realizó en dos sesiones, usando diferentes cultivos de bacterias. En la primera sesión, se usaron *E. coli* 025 y *L. plantarum*, y en la segunda sesión, se usaron las tres cepas mencionadas anteriormente. Como referencia, se usaron 5 ml adicionales de medio de caldo de soja trípico fresco y limpio en una placa de Petri.

Se sometió a prueba la transmisión de luz de cada placa usando un espectrómetro (StellarNet, espectrómetro en miniatura BLUE-Wave) unido a una fibra óptica (StellarNet, F600 VIS-NIR) y conectado a un ordenador a través de un puerto USB. El ordenador estaba ejecutando el software SpectraWiz permitiendo la lectura de recuentos de fotones con una longitud de onda de 200 nm a 1000 nm usando el modo de alcance del software durante un periodo de tiempo establecido (tiempo de integración).

Se usaron fuentes de luz con tres intervalos de longitud de onda diferentes: blanco (visión artificial OPT PI0803, 400 nm - 750 nm), ultravioleta (visión artificial OPT PI0803, 360 nm - 410 nm) e infrarrojo (860 nm - 1000 nm).

La fuente de luz y el detector se colocaron en un soporte vertical, con la placa de Petri colocada entre la fuente y el detector, de manera que el detector recibiría fotones transmitidos desde la placa de Petri. Durante el experimento, se apagó la luz ambiental. Inicialmente, la fuente de luz se encendió y se colocó justo debajo de la placa de referencia y el sensor óptico. La intensidad se midió usando el software SpectraWiz con diferentes tiempos de integración para encontrar el tiempo de integración más bajo con el pico más alto sin saturación (es decir, hasta un recuento de 50.000 fotones). Posteriormente, se apagó la fuente de luz, con el fin de establecer el espectro oscuro. Después de hacerlo, se sometió a prueba la intensidad de cada placa usando la fuente de luz. Para cada fuente de luz, se estableció un nuevo tiempo de integración y espectro oscuro mientras se examinaba el pico más alto de la placa de referencia. Para calcular la transmisión de luz de las cepas de bacterias respectivas, se dividió la intensidad de cada cepa de bacterias entre la intensidad de la referencia para recibir la fracción de luz transmitida por la cepa de bacterias.

La Fig. 9 muestra la transmisión de las cepas de bacterias respectivas que se registraron en la segunda sesión, cuando se usó la fuente de luz infrarroja. La curva superior (continua) es el espectro de transmisión de *E. coli* 25, la curva del medio (discontinua) es el espectro de transmisión de *E. coli* 87 y la inferior (curva punteada) es el espectro de transmisión de *L. plantarum*. Puede observarse que existe una diferencia entre los espectros de transmisión de las cepas de bacterias respectivas. La Fig. 10 muestra la transmisión de las cepas de bacterias respectivas que se registraron en la segunda sesión, cuando se usó la fuente de luz ultravioleta. También en este caso puede observarse que existe una diferencia entre los espectros de transmisión de las cepas de bacterias respectivas. Se observaron resultados similares cuando se usó la fuente de luz visible. Con respecto al espectro de transmisión ultravioleta mostrado en la Fig. 10, se plantea la hipótesis de que al menos parte de la luz transmitida se debe a la fluorescencia de las bacterias.

Por lo tanto, según la presente invención, la luz que se transmite o se refleja de una emisión corporal (por ejemplo, heces y/u orina) se analiza para identificar una o más cepas de bacterias, u otros microorganismos, que están presentes en la emisión corporal. Para algunas aplicaciones, el análisis se realiza automáticamente después de que el sujeto libere la emisión corporal en una taza de inodoro, según las técnicas descritas anteriormente en el presente documento. Para algunas aplicaciones, la luz (por ejemplo, luz ultravioleta, visible y/o infrarroja se transmite hacia la emisión corporal) se transmite hacia la emisión corporal, y la luz que se transmite desde la emisión corporal se detecta y analiza. La luz transmitida que se detecta puede deberse a la reflectancia de los microorganismos y/o deberse a la fluorescencia de los microorganismos.

Se observa con respecto a las porciones ampliadas de los espectros mostrados en las Figs. 9 y 10 que los espectros de las cepas de bacterias respectivas incluyen componentes espectrales que tienen relaciones características entre sí. Por ejemplo, *L. plantarum* tiene un patrón de valle-pico-valle a 854 nm, 857 nm y 859 nm. De manera similar, la *E. coli* 87 tiene un patrón de valle-pico-valle a 852 nm, 854 nm y 859 nm. De acuerdo con estos resultados, los métodos y aparatos descritos en el presente documento se usan para detectar la presencia de un tipo dado de microorganismo (por ejemplo, un microorganismo parásito, tal como una bacteria, un virus o un hongo) que puede estar presente en la emisión corporal. Por ejemplo, el microorganismo puede tener un espectro de luz característico (por ejemplo, espectro de transmisión, espectro de reflectancia, espectro de absorción y/o espectro de fluorescencia). El microorganismo se detecta detectando un conjunto de tres componentes espectrales que tienen una relación característica entre sí en el espectro de luz del microorganismo.

Normalmente, los componentes espectrales están dentro de las regiones de luz ultravioleta, visible y/o infrarroja cercana del espectro. Para algunas aplicaciones, los componentes espectrales detectados se deben a la fluorescencia del microorganismo. Para algunas aplicaciones, el procesador informático determina un nivel de infección del tracto

gastrointestinal del sujeto basándose en la señal de fluorescencia del microorganismo. Para algunas de tales aplicaciones, en respuesta a la misma, el procesador informático genera una salida que indica que el sujeto está padeciendo actualmente una afección tal como enfermedad inflamatoria intestinal y/o disentería, y/o que predice un evento próximo relacionado con tal afección. Alternativa o adicionalmente, el procesador informático puede generar una salida que recomienda que el sujeto vea a un profesional sanitario.

Para algunas aplicaciones no cubiertas por la presente invención, el aparato y los métodos descritos en el presente documento se usan para detectar glóbulos blancos dentro de una emisión corporal (tal como heces u orina), y/o para clasificar los glóbulos blancos, por ejemplo, distinguiendo entre leucocitos monocitos, neutrófilos y/o eosinófilos. Por ejemplo, el procesador informático puede detectar la presencia de glóbulos blancos y/o la cantidad (por ejemplo, la concentración, el recuento y/o el volumen) de glóbulos blancos. Para algunas de tales aplicaciones, se hace que los glóbulos blancos autofluorescan excitando los glóbulos blancos con luz que se transmite desde una de las fuentes de luz (por ejemplo, usando una señal de excitación de 250-370 nm, 250-265 nm y/o 366-436 nm), por ejemplo, según técnicas descritas en "Natural fluorescence of white blood cells: spectroscopic and imaging study", de Monici *et al.* (Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology 30 (1995) 29-37). Normalmente, la presencia y/o clasificación de glóbulos blancos se identifica por el procesador informático que detecta una firma característica en la señal de autofluorescencia (por ejemplo, una firma que incluye tres o más componentes espectrales que tienen relaciones características entre sí), según las técnicas descritas en el presente documento. Para algunas aplicaciones, el procesador informático determina un nivel de infección del tracto gastrointestinal del sujeto basándose en la señal de autofluorescencia de los glóbulos blancos. Para algunas de tales aplicaciones, en respuesta a la misma, el procesador informático genera una salida que indica que el sujeto está padeciendo actualmente una afección tal como enfermedad inflamatoria intestinal y/o disentería, y/o que predice un evento próximo relacionado con tal afección. Alternativa o adicionalmente, el procesador informático puede generar una salida que recomienda que el sujeto vea a un profesional sanitario.

Para algunas aplicaciones, se usan el aparato y los métodos descritos en el presente documento, cambiando lo que se tenga que cambiar, para detectar secreciones corporales tales como bilis, hierro, vitaminas (tales como vitamina A, vitamina B y/o vitamina D) y/u hormonas (tales como cortisol y/o gonadotropina coriónica humana). Normalmente, la secreción corporal se detecta por el procesador informático que detecta un conjunto de tres o más componentes espectrales que tienen una relación característica entre sí en el espectro de luz (por ejemplo, espectro de transmisión, espectro de reflectancia, espectro de absorción y/o espectro de fluorescencia) de la secreción corporal, por ejemplo, usando las técnicas descritas anteriormente en el presente documento. Para algunas aplicaciones, la secreción corporal se detecta por el procesador informático que detecta un conjunto de dos o más componentes espectrales que tienen una relación característica entre sí en el espectro de luz de la secreción corporal. Normalmente, los componentes espectrales están dentro de las regiones de luz ultravioleta, visible y/o infrarroja cercana del espectro. Para algunas aplicaciones, los componentes espectrales detectados se deben a la fluorescencia de la secreción corporal. Para algunas aplicaciones, el aparato y los métodos descritos en el presente documento se usan para detectar la cantidad y/o concentración de una vitamina que está presente en una emisión corporal (por ejemplo, orina o heces). Para algunas aplicaciones, en respuesta a la misma, el aparato y los métodos descritos en el presente documento se usan para detectar el uso excesivo de la vitamina por el sujeto.

Para algunas aplicaciones, se usan el aparato y los métodos descritos en el presente documento, cambiando lo que se tenga que cambiar, para detectar el color y/o la textura de las heces de un sujeto, y/o para detectar cambios de color y/o textura de las heces del sujeto con el tiempo. Para algunas aplicaciones, se detecta la presencia o concentración de una cualquiera de las secreciones corporales descritas anteriormente por el procesador informático que detecta el color y/o la textura de las heces del sujeto, y/o que detecta cambios de color y/o textura de las heces del sujeto con el tiempo.

Condiciones fisiológicas (tales como estrés, ejercicio, embarazo, etc.), así como ciertas patologías (tales como enfermedad celíaca, diabetes, trastornos mentales, hipolactasia, hepatitis, enfermedad hepatobiliar, enfermedad inflamatoria intestinal, síndrome de malabsorción, alergias, inflamación, síndromes autoinmunitarios, etc.) afectan al color y/o la textura de las heces. Por lo tanto, para algunas aplicaciones, al menos parcialmente en respuesta al color y/o la textura detectados de las heces de un sujeto, y/o los cambios de color y/o textura detectados de las heces del sujeto con el tiempo, el procesador informático identifica que el sujeto está experimentando una o más condiciones fisiológicas (tales como estrés, ejercicio, embarazo, etc.). Para algunas aplicaciones, al menos parcialmente en respuesta al color y/o la textura detectados de las heces de un sujeto, y/o los cambios de color y/o textura detectados de las heces del sujeto a lo largo del tiempo, el procesador informático identifica que el sujeto padece una o más patologías (tales como enfermedad celíaca, diabetes, un trastorno mental, hipolactasia, hepatitis, enfermedad hepatobiliar, enfermedad inflamatoria intestinal, síndrome de malabsorción, alergias, inflamación, síndromes autoinmunitarios, etc.). Para algunas aplicaciones, al menos parcialmente en respuesta al color y/o la textura detectados de las heces de un sujeto, y/o los cambios de color y/o textura detectados de las heces del sujeto a lo largo del tiempo, el procesador informático genera una alerta que indica que un sujeto que padece enfermedad inflamatoria intestinal puede experimentar un episodio.

Ahora se hace referencia a la Fig. 11, que es un gráfico que muestra una relación entre la transmisión de luz a 800 nm por la sangre, y el período de tiempo durante el cual la sangre envejeció en condiciones anaeróbicas en minutos, como miden los inventores de la presente solicitud, y como se usa, según algunas aplicaciones de la presente invención. Se

tomó una muestra de sangre de 0,5 ml de un adulto sano de menos de 45 años de edad. La muestra se diluyó después con una solución salina tamponada con fosfato ("PBS") que se enriqueció con dióxido de carbono, en una relación de una parte de sangre con respecto a 10 partes de solución de PBS enriquecida con dióxido de carbono. La muestra se colocó después en un lector de placas Tecan Infinite® 200 PRO en modo de espectrometría de transmisión de 200 nm-1000 nm y se sometió a prueba para detectar cambios de transmisión con el tiempo, durante un total de 3 horas 25 minutos.

La Fig. 11 muestra la variación entre la transmisión a 800 nm con la edad de la muestra de sangre. Puede observarse que existe una relación lineal entre la intensidad de transmisión y la edad de la sangre, disminuyendo la intensidad de transmisión en función del período de tiempo durante el cual la sangre ha envejecido en condiciones anaeróbicas

También se hace referencia a la Fig. 12, que muestra los espectros de transmisión óptica de la sangre que envejeció durante los respectivos períodos de tiempo en condiciones anaeróbicas, como se mide en el experimento descrito anteriormente.

Como se describe con referencia a la Fig. 11, a 800 nm por ejemplo, hay una disminución en la intensidad de transmisión a medida que la sangre envejece. De manera similar, con referencia a la Fig. 12, a otras longitudes de onda dentro de la región espectral C (es decir, entre aproximadamente 590 nm y 1000 nm), y a longitudes de onda dentro de la región espectral A (es decir, entre aproximadamente 480 nm y 520 nm), hay una disminución en la intensidad de transmisión a medida que la sangre envejece. Por el contrario, como se muestra en la Fig. 12, dentro de la región espectral B (es decir, entre aproximadamente 520 nm y 590 nm), la sangre tiene generalmente una intensidad de transmisión similar, independientemente del período de tiempo durante el cual la sangre ha envejecido en condiciones anaeróbicas.

Se hace referencia ahora a la Fig. 13, que es un gráfico que muestra una relación entre (a) la transmisión de luz a 800 nm por la sangre, habiéndose normalizado la transmisión por la transmisión de luz a otras longitudes de onda, y (b) la edad de la sangre en minutos, medida por los inventores de la presente solicitud.

Como se describe con referencia a la Fig. 12, dentro de ciertas regiones espectrales (por ejemplo, las regiones A y C en la Fig. 12), la transmisión de la sangre varía a medida que aumentan los períodos de tiempo durante los cuales la sangre ha envejecido en condiciones anaeróbicas, mientras que en otras regiones espectrales (por ejemplo, la región B en la Fig. 12), la sangre tiene generalmente una intensidad de transmisión similar, independientemente del período de tiempo durante el cual la sangre ha envejecido en condiciones anaeróbicas. Si la transmisión a la que las longitudes de onda a las que la transmisión varía con la edad de la sangre se normaliza con respecto a la transmisión a longitudes de onda a las que la transmisión permanece constante, entonces se deduce que esto debe proporcionar una buena indicación de la edad de la sangre, siendo la indicación independiente de la transmisión absoluta que se detecta. Por lo tanto, usando los resultados medidos en el experimento descrito anteriormente, la transmisión detectada a 800 nm para cada una de las edades de la sangre se normalizó calculando la relación de la transmisión a 800 nm con respecto a la transmisión a (a) 535-545 nm, (b) 555-565 nm y (c) 575-585. La media de estas relaciones se calculó después para proporcionar una medida normalizada de la transmisión detectada a 800 nm para cada una de las edades de la sangre. La Fig. 13 muestra un gráfico de la intensidad de transmisión normalizada a 800 nm frente al tiempo durante el cual la sangre se envejeció en condiciones anaeróbicas. Puede observarse que existe una relación lineal entre la intensidad normalizada a 800 nm y el tiempo durante el cual la sangre envejeció en condiciones anaeróbicas, disminuyendo la intensidad de transmisión en función del período de tiempo durante el cual la sangre ha envejecido en condiciones anaeróbicas. Los resultados descritos anteriormente indican que la intensidad de transmisión de la sangre que está dentro de una emisión corporal podría usarse para proporcionar una indicación de cuánto tiempo ha envejecido la sangre en condiciones anaeróbicas, y proporcionar así una indicación de una fuente de la sangre desde dentro del tracto gastrointestinal. Además, si la intensidad de transmisión a ciertas longitudes de onda (por ejemplo, las que están dentro de las regiones A y C de la Fig. 12) se normalizan con respecto a la intensidad de transmisión a otras longitudes de onda (por ejemplo, las que están dentro de la región B de la Fig. 12), esto podría usarse para proporcionar una indicación de cuánto tiempo ha envejecido la sangre en condiciones anaeróbicas que es independiente de la intensidad de transmisión absoluta.

De acuerdo con los resultados descritos anteriormente, para algunas aplicaciones, el aparato 20 (mostrado en la Fig. 1) se usa para detectar sangre dentro de las heces, por ejemplo, usando las técnicas descritas anteriormente en el presente documento. Para algunas aplicaciones, el aparato está configurado adicionalmente para determinar una fuente de sangre desde dentro del tracto gastrointestinal del sujeto (por ejemplo, si la sangre es de un sitio de hemorragia del tracto gastrointestinal superior, lo que podría indicar que el sujeto tiene pólipos, o de un sitio de hemorragia inferior, que puede deberse a una lesión anal, por ejemplo). En respuesta a esto, el aparato genera normalmente una salida. Por ejemplo, el aparato puede generar una alerta que indique que el sujeto debe visitar a un profesional sanitario en respuesta a la detección de sangre de un sitio de hemorragia del tracto gastrointestinal superior.

Normalmente, a medida que la sangre de las heces pasa a través del tracto gastrointestinal, está dentro de un entorno anaeróbico. Por lo tanto, para algunas aplicaciones, los resultados demostrados en las Figs. 11-13 se implementan para determinar la fuente de sangre dentro de las heces. Normalmente, el procesador informático 44 normaliza (a) las intensidades de uno o más componentes espectrales que están dentro de un intervalo de 480-520 nm (correspondiente

a la región A de la Fig. 12) y/o 590-1000 nm (correspondiente a la región C de la Fig. 12) con respecto a (b) las intensidades de uno o más componentes espectrales que están dentro de un intervalo de 520-590 nm (correspondiente a la región B de la Fig. 12). Normalmente, el procesador informático determina la edad de la sangre basándose en las intensidades normalizadas. Para algunas aplicaciones, el procesador informático determina la fuente de sangre que está presente en las heces desde dentro del tracto gastrointestinal, y en respuesta a la misma, genera una salida. Por ejemplo, el procesador informático puede generar una indicación de una presencia de sangre dentro de las heces, así como una indicación de una probable fuente de la sangre, una indicación de un episodio predicho próximo (por ejemplo, un episodio de enfermedad inflamatoria intestinal) y/o una indicación de que el sujeto debe ver a un profesional sanitario.

Por ejemplo, puede determinarse una relación entre (a) la intensidad de un componente espectral que tiene una longitud de onda de entre aproximadamente 480 nm y 520 nm (correspondiente a la región A de la Fig. 12) y (b) la intensidad de un componente espectral que tiene una longitud de onda de entre aproximadamente 520 nm y 590 nm (correspondiente a la región B de la Fig. 12). Alternativa o adicionalmente, puede determinarse una relación entre (a) la intensidad de un componente espectral que tiene una longitud de onda de entre aproximadamente 590 nm y 1000 nm (correspondiente a la región C de la figura 12) y (b) la intensidad de un componente espectral que tiene una longitud de onda de entre aproximadamente 520 nm y 590 nm (correspondiente a la región B de la figura 12). Para algunas aplicaciones, se determina un promedio (por ejemplo, una media o una media ponderada) de dos o más de tales relaciones. Para algunas aplicaciones, se detectan tres o más componentes espectrales, y se determina una relación entre sus intensidades con el fin de determinar la fuente de sangre dentro de las heces. Por ejemplo, un primer componente de los componentes puede tener una longitud de onda de entre 480 nm y 520 nm (correspondiente a la región A de la Fig. 12), el segundo componente puede tener una longitud de onda de entre aproximadamente 520 nm y 590 nm (correspondiente a la región B de la Fig. 12), y el tercer componente puede tener una longitud de onda de entre aproximadamente 590 nm y 1000 nm (correspondiente a la región C de la Fig. 12).

Para algunas aplicaciones, como alternativa a, o además de, analizar el perfil espectral de la sangre dentro de las heces, el aparato 20 analiza la distribución espacial de la sangre dentro de las heces, para determinar la fuente de la sangre desde dentro del tracto gastrointestinal. Por ejemplo, el procesador informático puede analizar el grado en que la sangre se extiende por las heces, y/o la ubicación de la sangre dentro de las heces. Normalmente, en respuesta a la detección de que la sangre se extiende uniformemente, el sistema determina que la fuente de la sangre procede del tracto colorrectal superior, dentro del cual las heces son relativamente fluidas, de manera que la sangre puede extenderse uniformemente, y dentro del cual el peristaltismo mezcla las heces y la sangre. Además, normalmente, en respuesta a la detección de que la sangre está dispuesta dentro de volúmenes aislados dentro de las heces, el sistema determina que la fuente de la sangre procede de un sitio de hemorragia aguas abajo dentro del tracto colorrectal, donde las heces son normalmente más sólidas, de modo que la sangre no puede extenderse uniformemente a través de las heces como resultado del mezclado peristáltico, lo que da como resultado que la sangre se extienda más irregularmente a través de las heces. Todavía más normalmente, si la sangre se extiende sobre la superficie de las heces o se difunde en el agua de la taza de inodoro, el sistema determina que la fuente de sangre está cerca de y/o en el recto.

De acuerdo con la descripción de la Fig. 1, normalmente, para realizar las etapas descritas anteriormente, no se requiere que el sujeto toque físicamente las heces. Además, normalmente, solo se requiere que el sujeto toque cualquier parte del aparato de detección dedicado periódicamente, por ejemplo, para instalar el dispositivo, o para cambiar o recargar las baterías del dispositivo. (Se observa que el sujeto puede manejar el dispositivo de interfaz de usuario, pero este es normalmente un dispositivo (tal como un teléfono) que maneja el sujeto incluso cuando no se usa el aparato de detección). Además, normalmente, la realización de las etapas descritas anteriormente no requiere añadir nada a la taza de inodoro después de que el sujeto emita una emisión corporal en la taza de inodoro, para facilitar el análisis espectral de la emisión, una determinación de que la emisión contiene sangre y/o la determinación de una fuente de la sangre. Para algunas aplicaciones, no se requiere que el sujeto realice ninguna acción después de la instalación del aparato en la taza de inodoro. La prueba es automática y manejada por el aparato, y la monitorización de las emisiones del sujeto es sin contratiempos para el sujeto y no requiere cumplimiento por parte del sujeto, siempre que no se detecte ninguna anomalía.

Se hace referencia ahora a la Fig. 14, que es un gráfico de dispersión en el que se representan las relaciones de intensidades de luz que se reflejaron de muestras de heces que tienen volúmenes respectivos de sangre mezclados con las mismas, tal como midieron los inventores de la presente solicitud.

Como se ha descrito anteriormente en el presente documento, para algunas aplicaciones, se detectan dos o más bandas espectrales que están centradas alrededor de aproximadamente 540 nm, 565 nm y 575 nm. Para algunas aplicaciones, los componentes espectrales detectados se analizan calculando las relaciones de las intensidades de los componentes respectivos entre sí. Por ejemplo, puede calcularse la relación de la intensidad de una banda de 10 nm centrada alrededor de 565 nm, con respecto a la intensidad de una banda de 10 nm centrada alrededor de 575 nm ( $I(565)/I(575)$ ), y/o puede calcularse la relación de la intensidad de una banda de 10 nm centrada alrededor de 565 nm, con respecto a la intensidad de una banda de 10 nm centrada alrededor de 540 nm ( $I(565)/I(540)$ ). En respuesta al análisis espectral, el procesador informático detecta sangre dentro de una emisión corporal y genera una salida, por ejemplo, en el dispositivo 32 de interfaz de usuario.



Se realizó un experimento en el que 30 muestras de 100 g de heces se mezclaron con 4 dosis diferentes de sangre: 0 microlitros, 125 microlitros, 250 microlitros y 500 microlitros. Para cada una de las muestras, se midieron las relaciones de intensidad ( $I(565)/I(575)$  e  $I(565)/I(540)$ ) mencionadas anteriormente. La Fig. 14 muestra un gráfico de dispersión de las relaciones de intensidad registradas para cada una de las muestras. Los resultados para las muestras con 0 microlitros de sangre se indican con marcadores triangulares y la línea de tendencia lineal para tales muestras se indica por una línea discontinua y de puntos. Los resultados para las muestras con 125 microlitros de sangre se indican con marcadores circulares y la línea de tendencia lineal para tales muestras se indica por la línea discontinua con los trazos grandes. Los resultados para las muestras con 250 microlitros de sangre se indican con marcadores de rombos y la línea de tendencia lineal para tales muestras se indica por la línea discontinua con los trazos pequeños. Los resultados para las muestras con 500 microlitros de sangre se indican con marcadores cuadrados y la línea de tendencia lineal para tales muestras se indica por la línea de puntos. Los resultados mostrados en la Fig. 14 indican que las relaciones de intensidad descritas en el presente documento pueden ser indicativas no solo de la presencia de sangre en una emisión corporal (tal como orina o heces), sino también de la cantidad (por ejemplo, concentración o volumen) de la sangre en la emisión.

Por lo tanto, según algunas aplicaciones, se detectan bandas espectrales que están centradas alrededor de una longitud de onda que está en el intervalo de 530 nm a 785 nm (por ejemplo, entre 530 nm y 600 nm) dentro de una emisión corporal (tal como orina o heces) que está dispuesta dentro de una taza de inodoro, según las técnicas descritas anteriormente en el presente documento. Normalmente, se detectan dos o más bandas espectrales que están centradas alrededor de aproximadamente 540 nm, 565 nm y 575 nm. Las anchuras de las bandas espectrales son normalmente mayores de 3 nm (por ejemplo, mayores de 5 nm, o mayores de 8 nm), y/o menores de 40 nm (por ejemplo, menores de 20 nm, o menores de 12 nm), por ejemplo, entre 3 y 40 nm, entre 5 y 20 nm, o entre 8 y 12 nm. Para algunas aplicaciones, el procesador informático determina una o más relaciones de las intensidades de las bandas espectrales mencionadas anteriormente entre sí. Por ejemplo, puede determinarse la relación de la intensidad de la banda espectral centrada alrededor de aproximadamente 565 nm con respecto a la de la banda centrada alrededor de aproximadamente 575 nm (o viceversa), y/o puede determinarse la relación de la intensidad de la banda espectral centrada alrededor de aproximadamente 565 nm con respecto a la de la banda centrada alrededor de aproximadamente 540 nm (o viceversa). Para algunas aplicaciones, el procesador informático determina una relación diferente entre las intensidades de las bandas espectrales mencionadas anteriormente entre sí. Para algunas aplicaciones, se determina una relación entre un parámetro de las bandas espectrales respectivas distinto de la intensidad. Para algunas aplicaciones, se miden otras bandas espectrales que son indicativas de sangre. Por ejemplo, puede detectarse una banda espectral centrada alrededor de aproximadamente 425 nm (por ejemplo, entre 420 y 430 nm) y/o una banda espectral centrada alrededor de aproximadamente 500 nm (por ejemplo, entre 490 y 510 nm) y usarse de una manera generalmente similar.

En respuesta a las mediciones descritas anteriormente, el procesador informático determina (a) que hay presencia de sangre dentro de la emisión corporal, y (b) estima la cantidad (por ejemplo, concentración o volumen) de sangre dentro de la emisión corporal. Normalmente, el procesador informático genera una salida en respuesta a la concentración estimada (por ejemplo, en el dispositivo 32 de interfaz de usuario). Por ejemplo, el procesador informático puede generar una salida que recomienda que el sujeto vea a un profesional sanitario, o una salida que indica un episodio predicho de enfermedad inflamatoria intestinal próxima.

Las aplicaciones de la invención descritas en el presente documento pueden adoptar la forma de un producto de programa informático accesible desde un medio utilizable por ordenador o legible por ordenador (por ejemplo, un medio legible por ordenador no transitorio) que proporciona código de programa para su uso por o en conexión con un ordenador o cualquier sistema de ejecución de instrucciones, tal como el procesador informático 44, o un procesador informático del dispositivo 32 de interfaz de usuario. Para el propósito de esta descripción, un medio utilizable por ordenador o legible por ordenador puede ser cualquier aparato que pueda comprender, almacenar, comunicar, propagar o transportar el programa para su uso por o en conexión con el sistema, aparato o dispositivo de ejecución de instrucciones. El medio puede ser un sistema (o aparato o dispositivo) electrónico, magnético, óptico, electromagnético, infrarrojo o semiconductor o un medio de propagación. Normalmente, el medio utilizable por ordenador o legible por ordenador es un medio no transitorio utilizable por ordenador o legible por ordenador.

Los ejemplos de un medio legible por ordenador incluyen una memoria semiconductora o de estado sólido, cinta magnética, un disquete de ordenador extraíble, una memoria de acceso aleatorio (RAM), una memoria de solo lectura (ROM), un disco magnético rígido y un disco óptico. Los ejemplos actuales de discos ópticos incluyen memoria de solo lectura de disco compacto (CD-ROM), lectura/escritura de disco compacto (CD-R/W) y DVD. Para algunas aplicaciones, se usa almacenamiento en la nube.

Un sistema de procesamiento de datos adecuado para almacenar y/o ejecutar código de programa incluirá al menos un procesador (por ejemplo, procesador informático 44, o un procesador informático del dispositivo 32 de interfaz de usuario) acoplado directa o indirectamente a elementos de memoria (por ejemplo, memoria 46, o una memoria del dispositivo 32 de interfaz de usuario) a través de un bus de sistema. Los elementos de memoria pueden incluir memoria local empleada durante la ejecución real del código de programa, almacenamiento masivo y memorias caché que proporcionan almacenamiento temporal de al menos algún código de programa para reducir el número de veces que el código debe recuperarse del almacenamiento masivo durante la ejecución. El sistema puede leer las instrucciones de la invención en los dispositivos de almacenamiento de programas y seguir estas instrucciones para ejecutar la

metodología de las realizaciones de la invención.

Pueden estar acoplados adaptadores de red al procesador para permitir que el procesador se acople a otros procesadores o impresoras remotas o dispositivos de almacenamiento a través de redes privadas o públicas intermedias. Módems, módem de cable y tarjetas Ethernet son sólo unos pocos de los tipos de adaptadores de red disponibles actualmente.

El código de programa informático para llevar a cabo las operaciones de la presente invención puede escribirse en cualquier combinación de uno o más lenguajes de programación, incluyendo un lenguaje de programación orientado a objetos tal como Java, Smalltalk, C++ o similares y lenguajes de programación procedimentales convencionales, tales como el lenguaje de programación C o lenguajes de programación similares.

Se entenderá que los bloques del diagrama de flujo mostrado en la Fig. 7 y las combinaciones de bloques en el diagrama de flujo, pueden implementarse mediante instrucciones de programa informático. Estas instrucciones de programa informático pueden proporcionarse a un procesador de un ordenador de propósito general, ordenador de propósito especial u otro aparato de procesamiento de datos programable para producir una máquina, de manera que las instrucciones, que se ejecutan por medio del procesador del ordenador (por ejemplo, procesador informático 44, o un procesador informático del dispositivo 32 de interfaz de usuario) u otro aparato de procesamiento de datos programable, crean medios para implementar las funciones/actos especificados en el diagrama de flujo y/o algoritmos descritos en la presente solicitud. Estas instrucciones de programa informático también pueden almacenarse en un medio legible por ordenador (por ejemplo, un medio legible por ordenador no transitorio) que puede dirigir a un ordenador u otro aparato de procesamiento de datos programable para que funcione de una manera particular, de modo que las instrucciones almacenadas en el medio legible por ordenador producen un artículo de fabricación que incluye medios de instrucciones que implementan la función/acto especificado en los bloques de diagrama de flujo y algoritmos. Las instrucciones de programa informático también pueden cargarse en un ordenador u otro aparato de procesamiento de datos programable para hacer que se realice una serie de etapas operativas en el ordenador u otro aparato programable para producir un proceso implementado por ordenador de manera que las instrucciones que se ejecutan en el ordenador u otro aparato programable proporcionen procesos para implementar las funciones/actos especificados en el diagrama de flujo y/o algoritmos descritos en la presente solicitud.

El procesador informático 44 y los otros procesadores informáticos descritos en el presente documento son normalmente dispositivos de hardware programados con instrucciones de programa informático para producir un ordenador de propósito especial. Por ejemplo, cuando se programa para realizar los algoritmos descritos con referencia a la figura 7, el procesador informático actúa normalmente como procesador informático de análisis de emisiones corporales de propósito especial. Normalmente, las operaciones descritas en el presente documento que realizan procesadores informáticos transforman el estado físico de una memoria, que es un artículo físico real, para que tenga una polaridad magnética, carga eléctrica o similar diferente dependiendo de la tecnología de la memoria que se usa.

## REIVINDICACIONES

1. Aparato para su uso con una emisión corporal de un sujeto que está dispuesta dentro de una taza (23) de inodoro, y un dispositivo (32) de salida, comprendiendo el aparato:
  - 5 uno o más sensores (24, 60, 62) de luz que están configurados para recibir luz de la taza (23) de inodoro, mientras que la emisión corporal está dispuesta dentro de la taza (23) de inodoro; y
  - un procesador informático (44),
  - caracterizado por que el procesador informático (44) está configurado para:
    - 10 detectar un conjunto de tres componentes espectrales, cuyas intensidades tienen un patrón de valle-pico-valle característico dentro de un espectro de luz de un microorganismo dado, analizando la luz recibida,
    - en respuesta a la detección del patrón de valle-pico-valle característico dentro de las intensidades de los tres componentes espectrales, determinar que hay una presencia del microorganismo dado dentro de la emisión corporal; y
    - generar una salida en el dispositivo (32) de salida, al menos parcialmente en respuesta a la misma.
- 15 2. El aparato según la reivindicación 1, en donde la emisión corporal incluye heces, y en donde el procesador informático (44) está configurado para determinar que hay una presencia del microorganismo dentro de la emisión corporal determinando que hay una presencia del microorganismo dentro de las heces.
3. El aparato según la reivindicación 1, en donde la emisión corporal incluye orina, y en donde el procesador informático (44) está configurado para determinar que hay una presencia del microorganismo dentro de la emisión corporal determinando que hay una presencia del microorganismo dentro de la orina.
- 20 4. El aparato según la reivindicación 1, en donde el procesador informático (44) está configurado para detectar el conjunto de tres componentes espectrales, cuyas intensidades tienen el patrón de valle-pico-valle característico en el espectro de luz del microorganismo detectando uno o más componentes espectrales que se deben a la fluorescencia del microorganismo.
- 25 5. El aparato según la reivindicación 1, en donde el procesador informático (44) está configurado para generar una salida en el dispositivo (32) de salida que indica que el sujeto está padeciendo actualmente enfermedad inflamatoria intestinal y/o disentería, y/o predecir un evento próximo relacionado con enfermedad inflamatoria intestinal y/o disentería, en respuesta a la determinación de que hay una presencia del microorganismo dado dentro de la emisión corporal.
- 30 6. El aparato según la reivindicación 1, en donde el procesador informático (44) está configurado para:
  - detectar un conjunto de tres componentes espectrales, cuyas intensidades tienen un patrón de valle-pico-valle característico dentro de un espectro de luz de *L. plantarum*, analizando la luz recibida,
  - en respuesta a la detección del patrón de valle-pico-valle característico dentro de las intensidades de los tres componentes espectrales, determinar que hay una presencia de *L. plantarum* dentro de la emisión corporal.
- 35 7. El aparato según la reivindicación 6, en donde el procesador informático (44) está configurado para detectar un conjunto de tres componentes espectrales, cuyas intensidades tienen un patrón de valle-pico-valle característico dentro de un espectro de luz de *L. plantarum*, detectando componentes espectrales a 854 nm, 857 nm y 859 nm.
8. El aparato según la reivindicación 1, en donde el procesador informático (44) está configurado para:
  - 40 detectar un conjunto de tres componentes espectrales, cuyas intensidades tienen un patrón de valle-pico-valle característico dentro de un espectro de luz de *E. coli*, analizando la luz recibida,
  - en respuesta a la detección del patrón de valle-pico-valle característico dentro de las intensidades de los tres componentes espectrales, determinar que hay una presencia de *E. coli* dentro de la emisión corporal.
9. El aparato según la reivindicación 8, en donde el procesador informático (44) está configurado para detectar un conjunto de tres componentes espectrales, cuyas intensidades tienen un patrón de valle-pico-valle característico dentro de un espectro de luz de *E. coli* serotipo 87 detectando componentes espectrales a 852 nm, 854 nm y 859 nm.
- 45 10. Un método para su uso con una emisión corporal de un sujeto que está dispuesta dentro de una taza (23) de inodoro, comprendiendo el método:
  - mientras que la emisión corporal está dispuesta dentro de la taza (23) de inodoro, recibir luz de la taza (23) de inodoro usando uno o más sensores (24, 60, 62) de luz;

usar un procesador informático (44), caracterizado por:

detectar un conjunto de tres componentes espectrales, cuyas intensidades tienen un patrón de valle-pico-valle dentro de un espectro de luz de un microorganismo, analizando la luz recibida;

5 en respuesta a la detección del patrón de valle-pico-valle característico dentro de las intensidades de los tres componentes espectrales, determinar que hay una presencia del microorganismo dado dentro de la emisión corporal; y

generar una salida en un dispositivo (32) de salida, al menos parcialmente en respuesta a la misma.

10 11. El método según la reivindicación 10, en donde detectar el conjunto de tres componentes espectrales, cuyas intensidades tienen el patrón de valle-pico-valle característico dentro del espectro de luz del microorganismo dado comprende detectar uno o más componentes espectrales que se deben a la fluorescencia del microorganismo.

12. El método según la reivindicación 10, en donde:

15 detectar el conjunto de tres componentes espectrales, cuyas intensidades tienen el patrón de valle-pico-valle dentro del espectro de luz del microorganismo comprende detectar un conjunto de tres componentes espectrales, cuyas intensidades tienen un patrón de valle-pico-valle característico dentro de un espectro de luz de *L. plantarum*, analizando la luz recibida; y

determinar que hay una presencia del microorganismo dado dentro de la emisión corporal comprende determinar que hay una presencia de *L. plantarum* dentro de la emisión corporal, en respuesta a la detección del patrón de valle-pico-valle característico dentro de las intensidades de los tres componentes espectrales.

20 13. El método según la reivindicación 12, en donde detectar el conjunto de tres componentes espectrales, cuyas intensidades tienen el patrón de valle-pico-valle característico dentro del espectro de luz de *L. plantarum* comprende detectar componentes espectrales a 854 nm, 857 nm y 859 nm.

14. El método según la reivindicación 10, en donde:

25 detectar el conjunto de tres componentes espectrales, cuyas intensidades tienen el patrón de valle-pico-valle dentro del espectro de luz del microorganismo comprende detectar un conjunto de tres componentes espectrales, cuyas intensidades tienen un patrón de valle-pico-valle característico dentro de un espectro de luz de *E. coli*, analizando la luz recibida; y

determinar que hay una presencia del microorganismo dado dentro de la emisión corporal comprende determinar que hay una presencia de *E. coli* dentro de la emisión corporal, en respuesta a la detección del patrón de valle-pico-valle característico dentro de las intensidades de los tres componentes espectrales.

30 15. El método según la reivindicación 14, en donde detectar el conjunto de tres componentes espectrales, cuyas intensidades tienen el patrón de valle-pico-valle característico dentro del espectro de luz de *E. coli* serotipo 87 comprende detectar componentes espectrales a 852 nm, 854 nm y 859 nm.

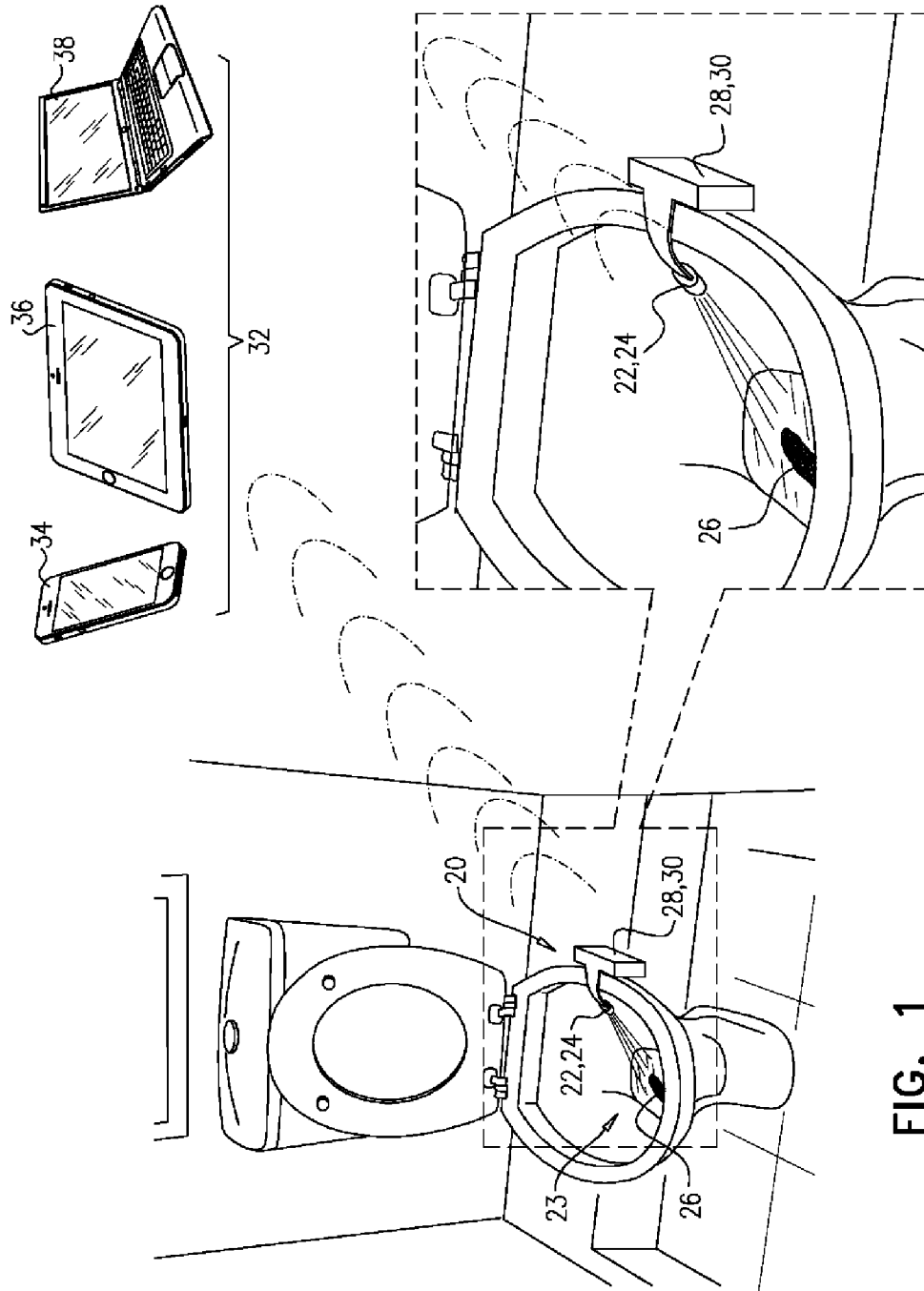


FIG. 1

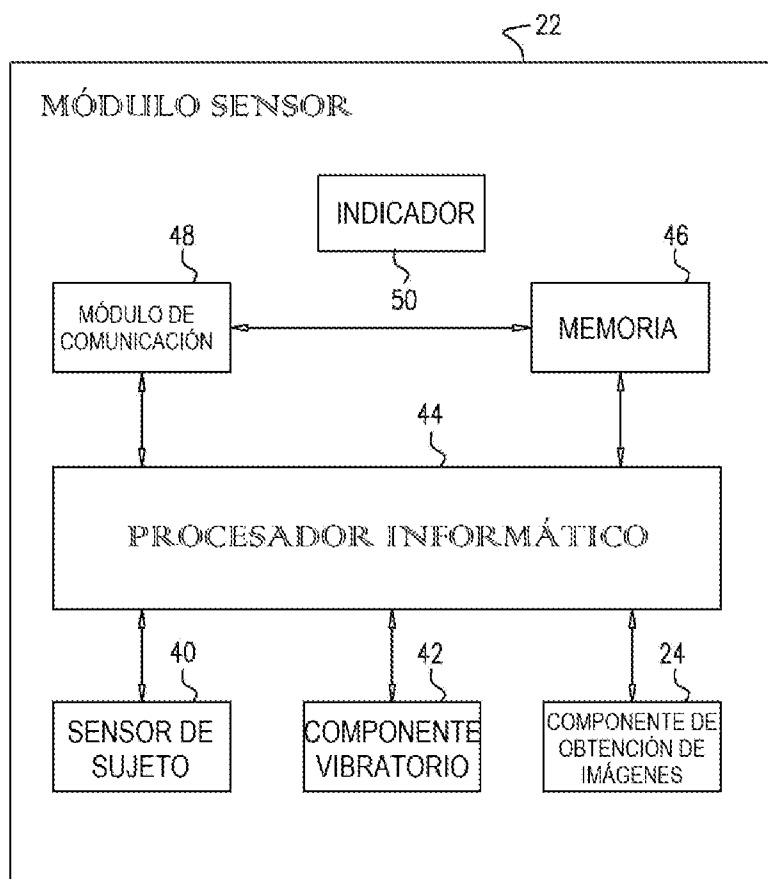


FIG. 2

FIG. 3B

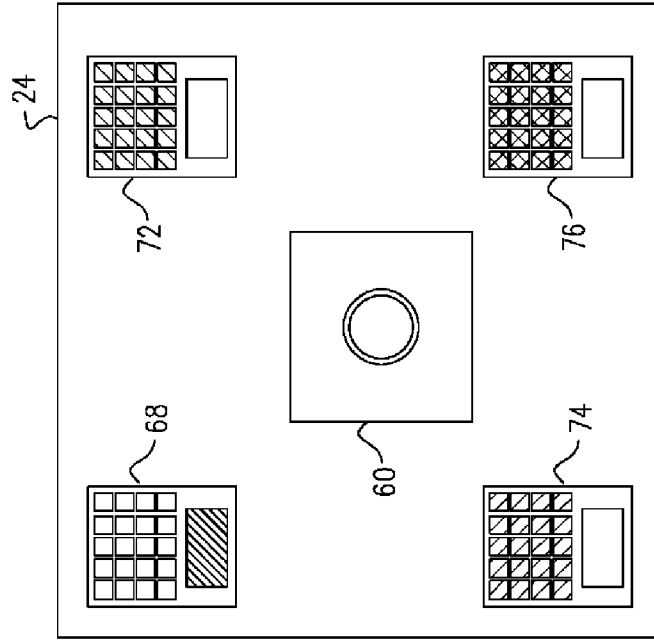
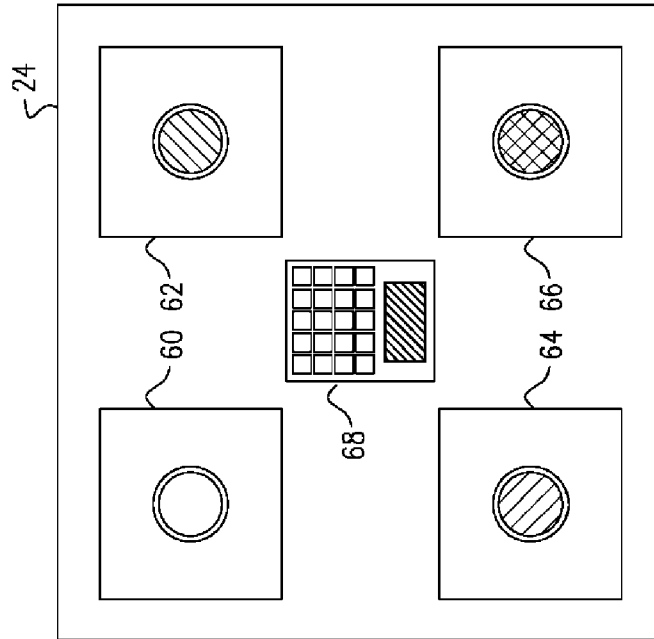
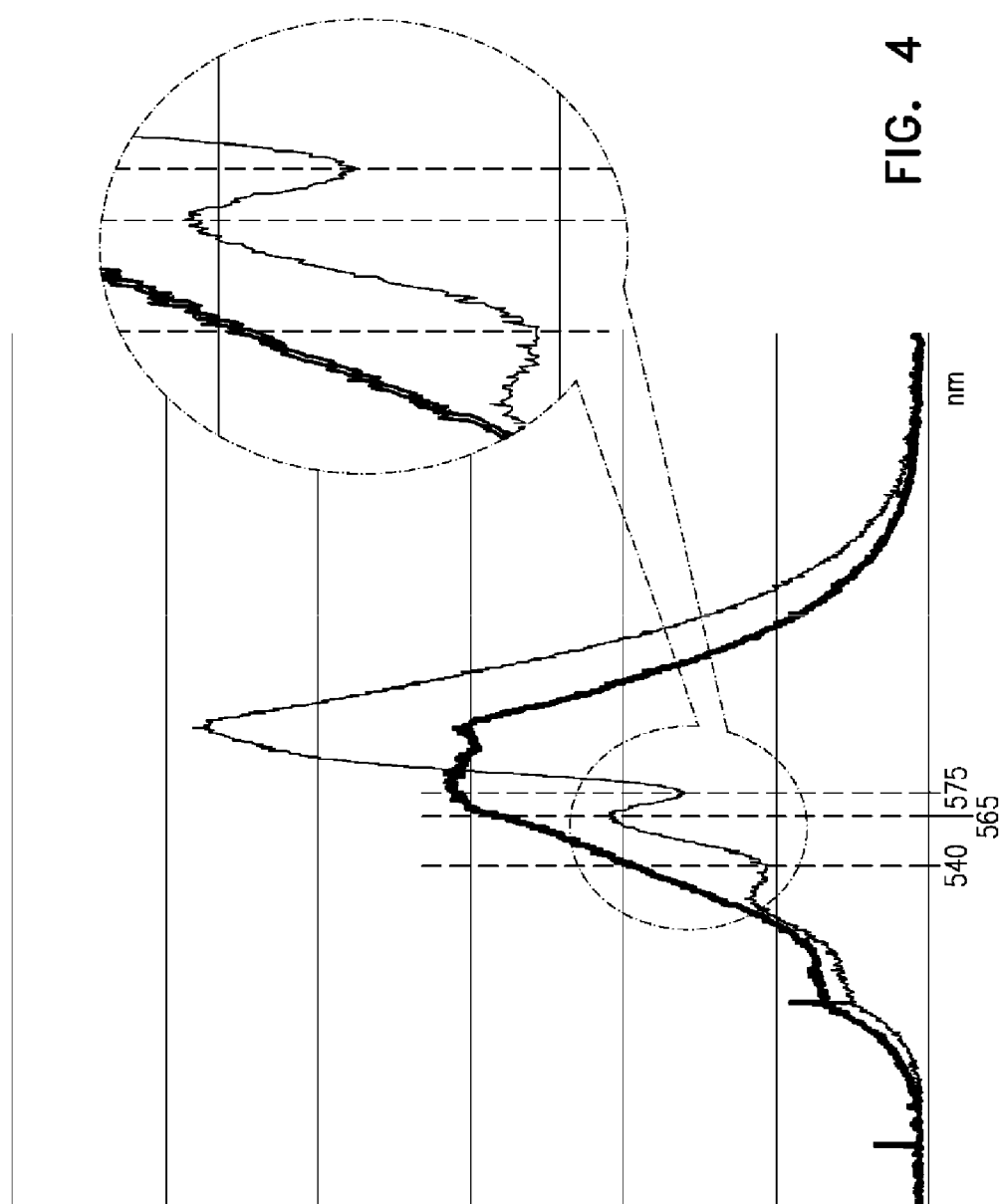


FIG. 3A







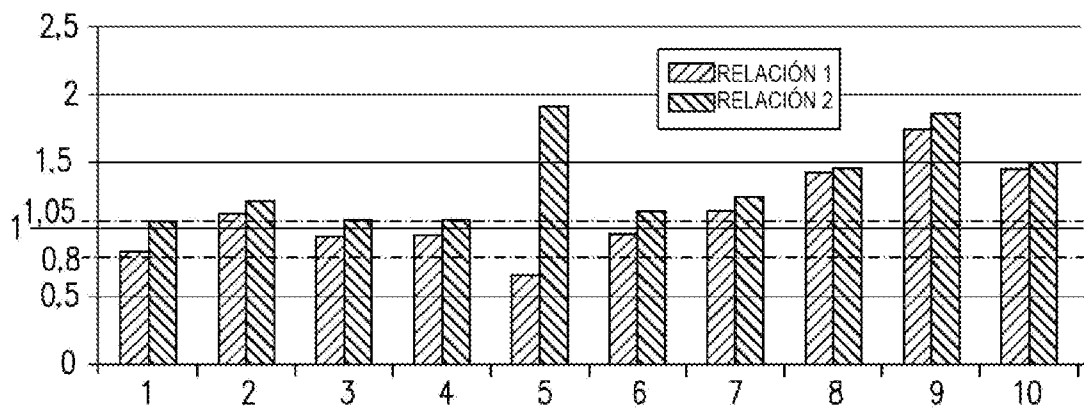


FIG. 5

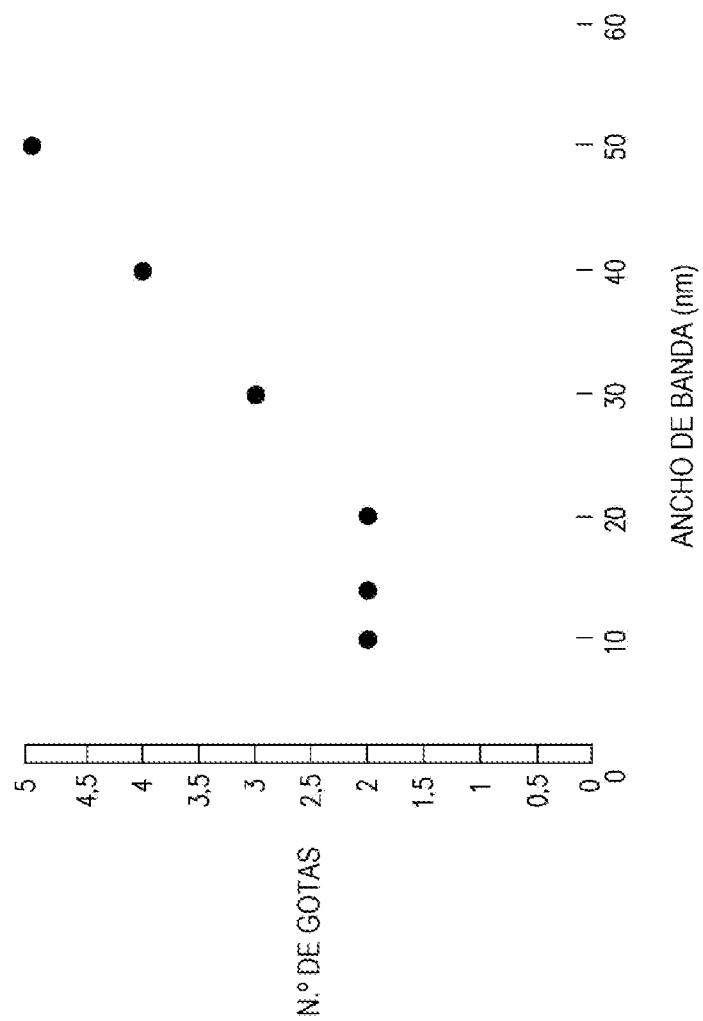
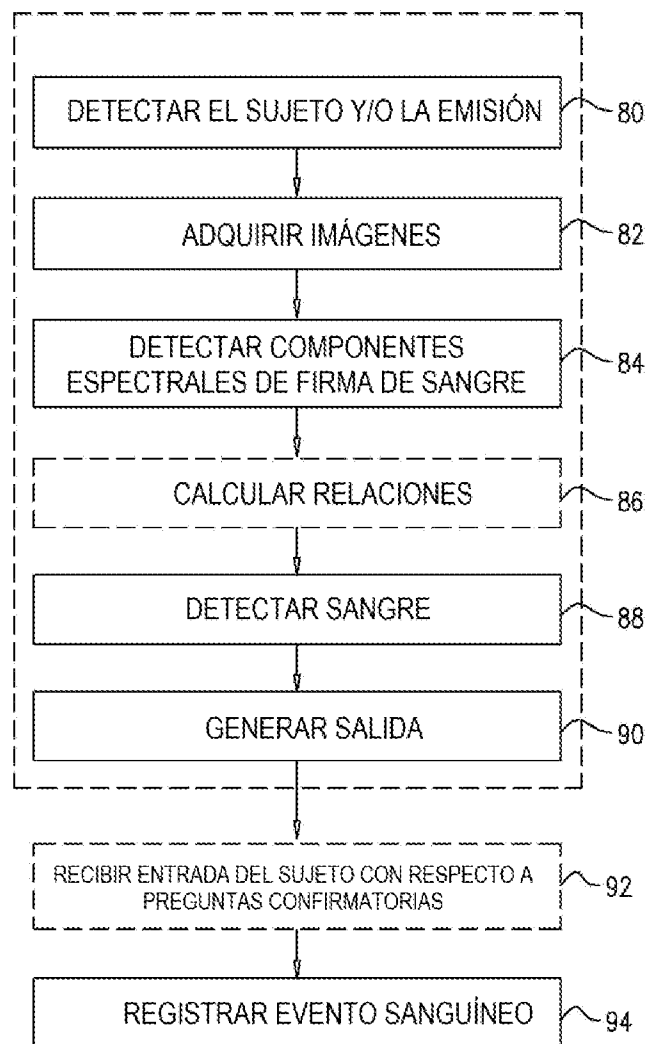
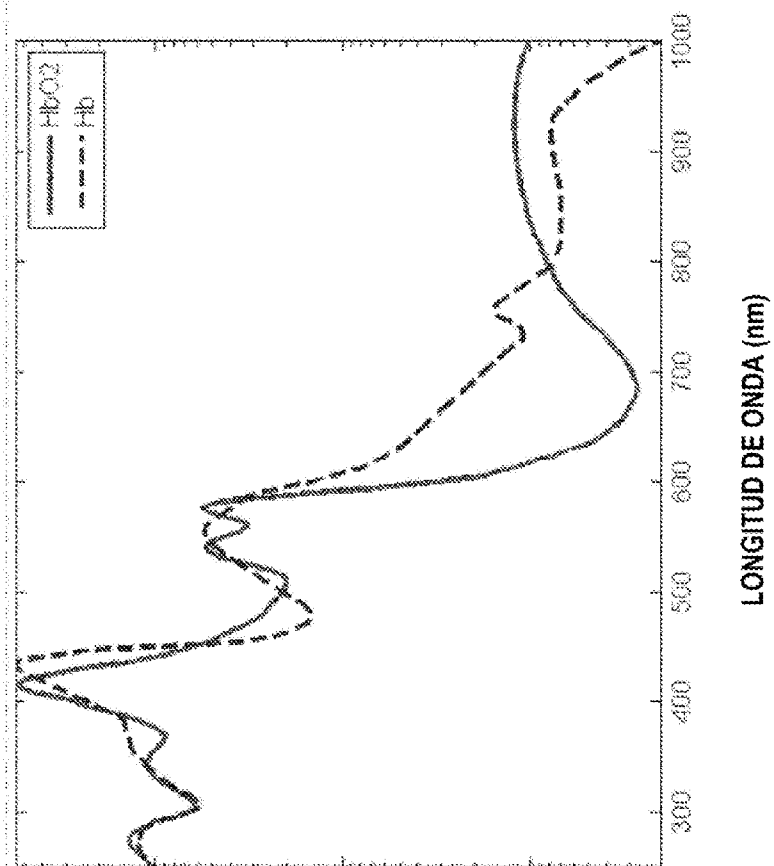


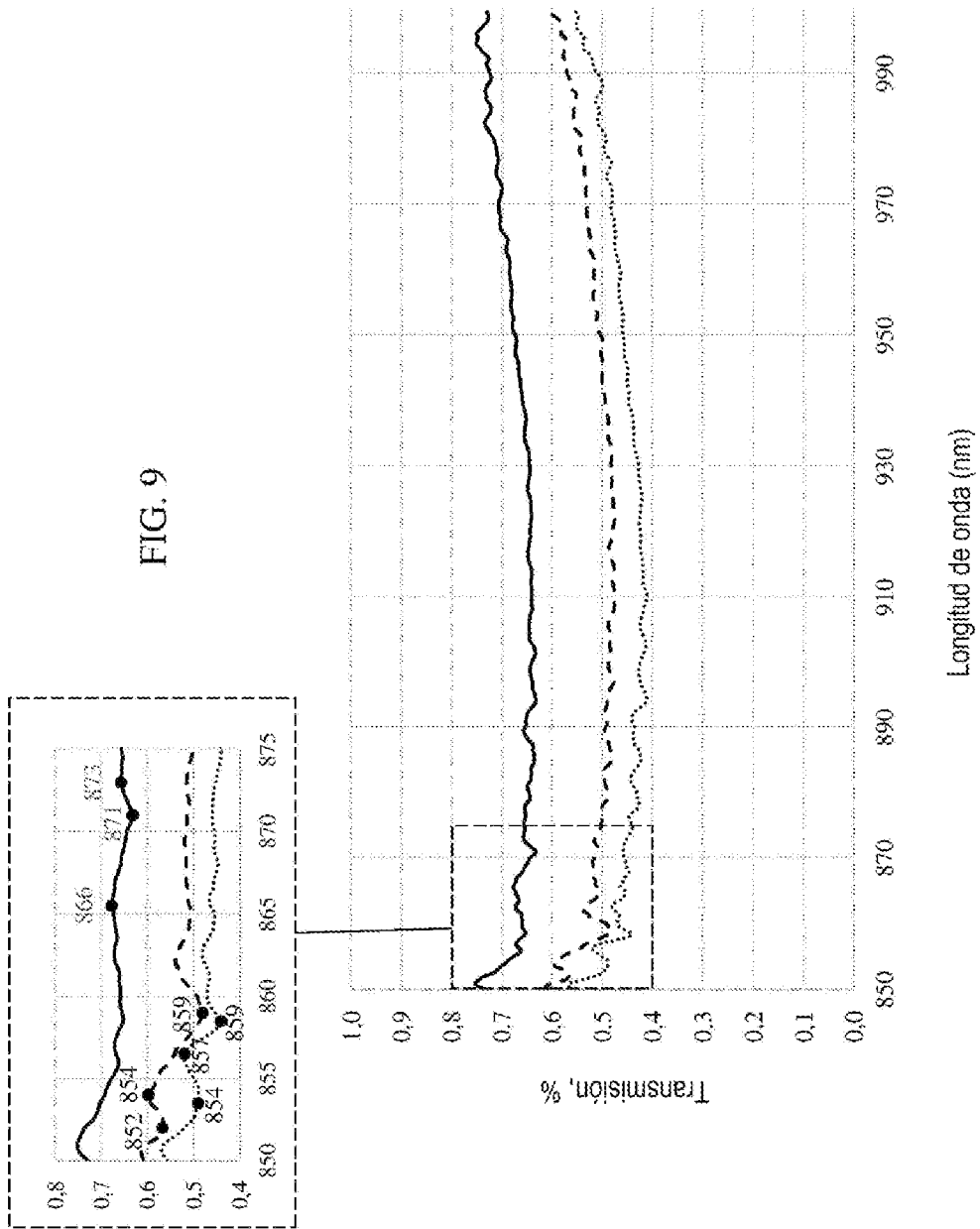
FIG. 6



**FIG. 7**

FIG. 8





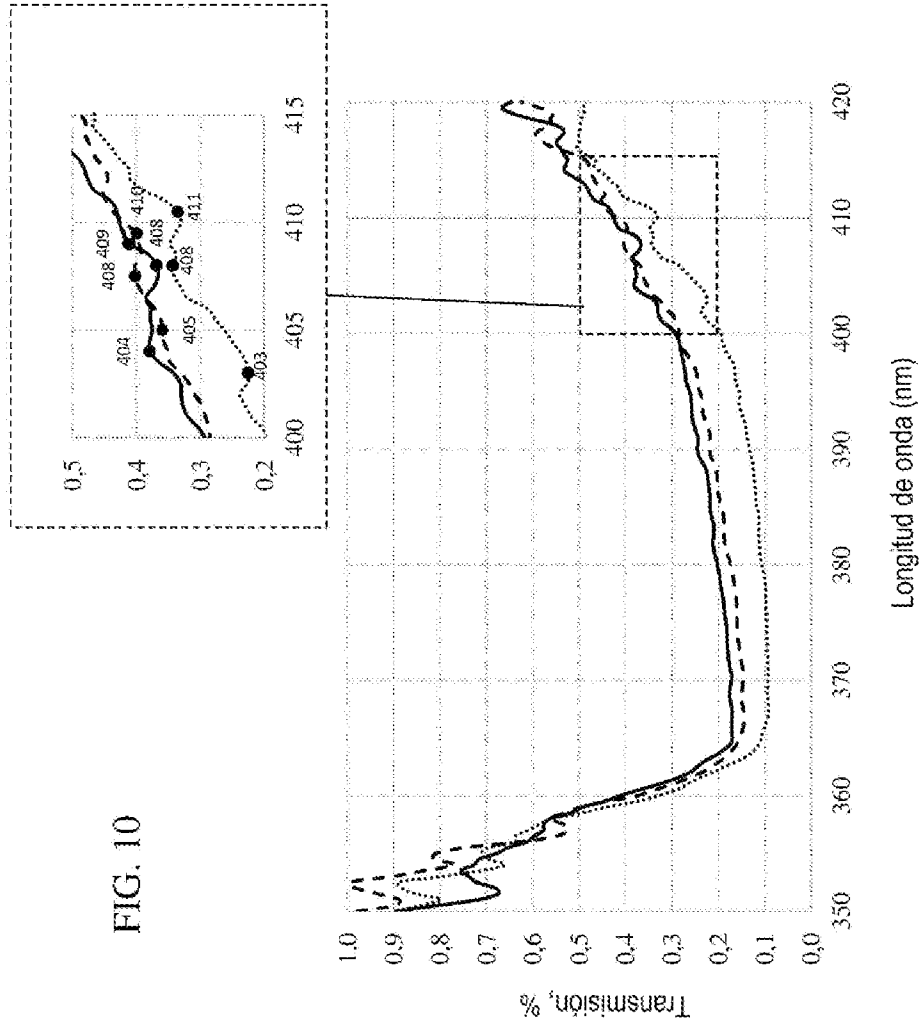


FIG. 11

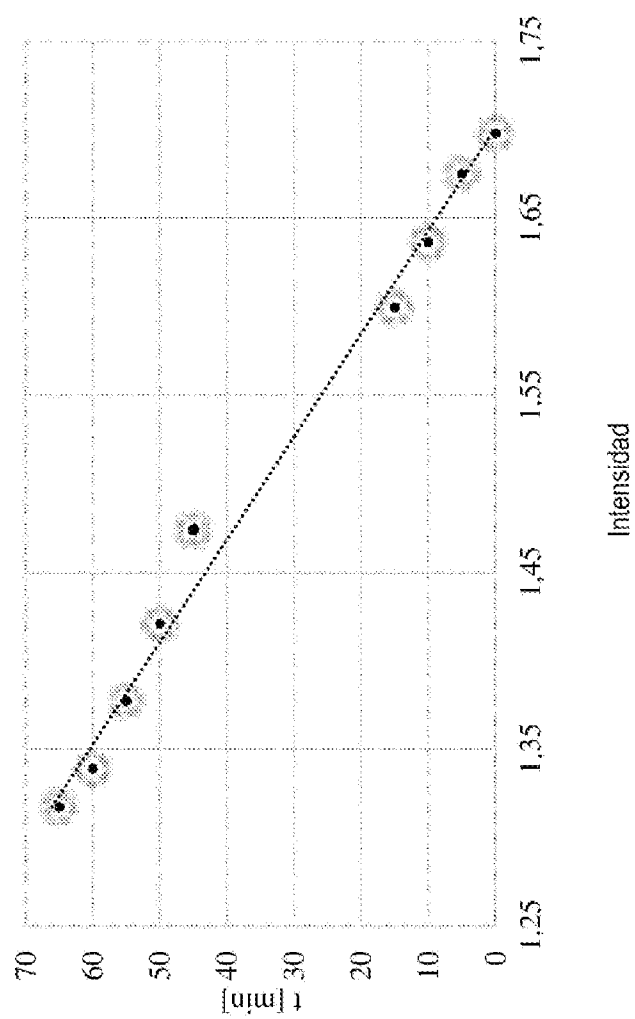


FIG. 12

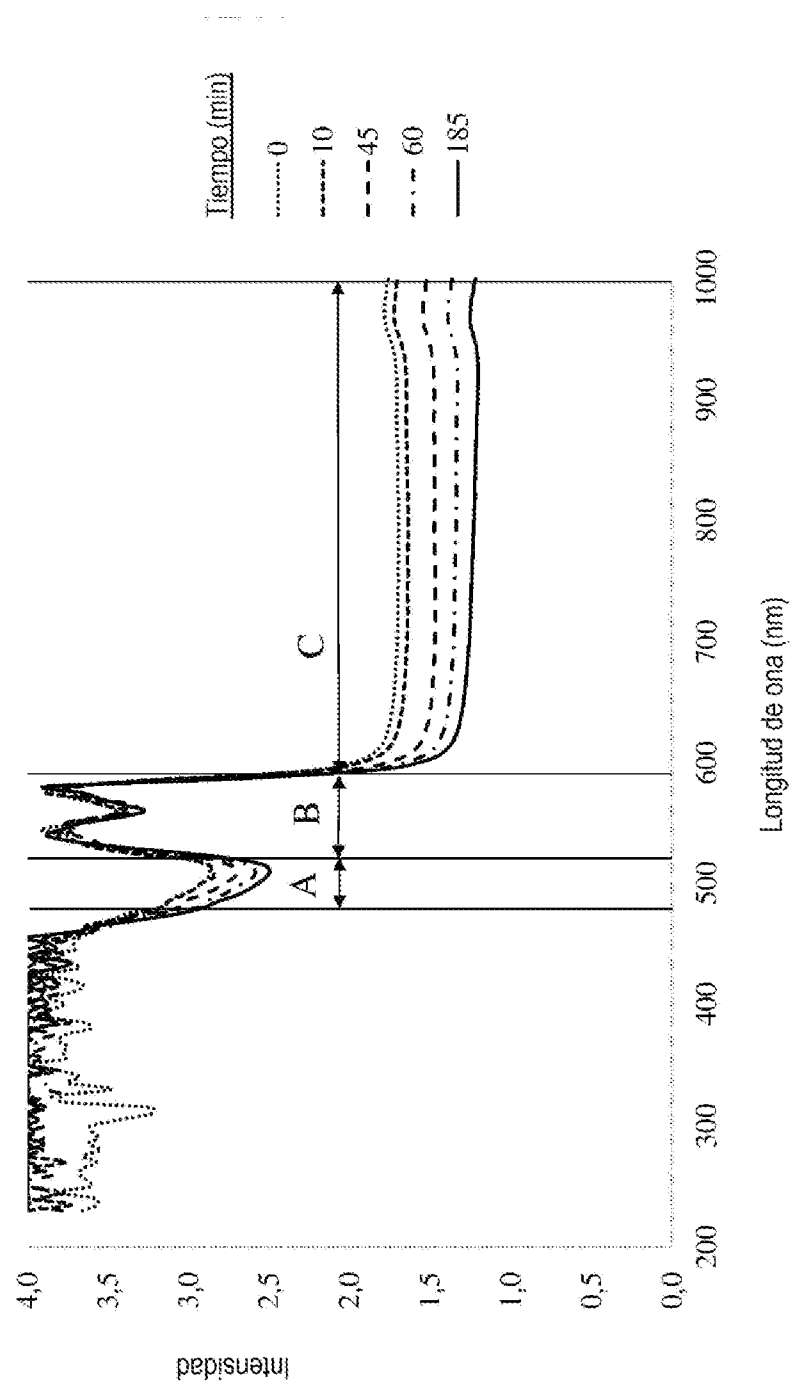




FIG. 13

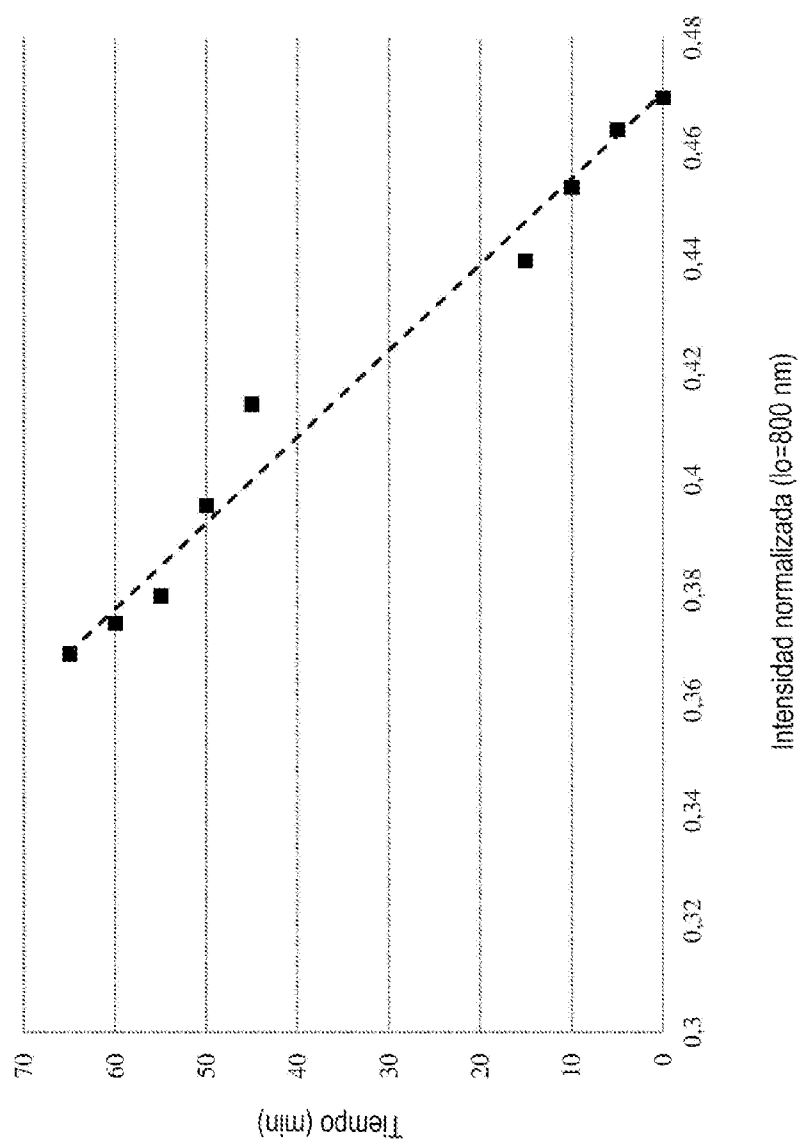


FIG. 14

