

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 604 812**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/00** (2006.01)

**A61B 5/026** (2006.01)

**A61B 5/1455** (2006.01)

**A61B 5/024** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **28.04.2015 PCT/EP2015/059112**

87 Fecha y número de publicación internacional: **12.11.2015 WO15169634**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **28.04.2015 E 15721165 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.09.2016 EP 2988662**

54 Título: **Sistema y procedimiento para la extracción de información fisiológica**

30 Prioridad:

**07.05.2014 EP 14167417**

**08.05.2014 US 201461990141 P**

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

**09.03.2017**

73 Titular/es:

**KONINKLIJKE PHILIPS N.V. (100.0%)**

**High Tech Campus 5**

**5656 AE Eindhoven, NL**

72 Inventor/es:

**DE HAAN, GERARD**

74 Agente/Representante:

**ISERN JARA, Jorge**

ES 2 604 812 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

Sistema y procedimiento para la extracción de información fisiológica

## 5 CAMPO DE LA INVENCION

La presente invención se refiere a un dispositivo, sistema y procedimiento para la extracción de información fisiológica indicativa de al menos un signo vital de un sujeto, a partir de radiación electromagnética detectada, transmitida a través de, o reflejada desde, un sujeto, tal como una persona o animal.

10

## ANTECEDENTES DE LA INVENCION

Los signos vitales de una persona, por ejemplo, la frecuencia cardíaca (FC), la frecuencia respiratoria (RR) o la saturación de oxígeno en sangre arterial, sirven como indicadores del estado actual de una persona y como predictores potentes de acontecimientos médicos graves. Por esta razón, los signos vitales son monitorizados de manera exhaustiva en el ámbito hospitalario y ambulatorio, en casa o en otros centros de salud, ocio y gimnasia.

Una forma de medir los signos vitales es la pletismografía. La pletismografía se refiere generalmente a la medición de los cambios de volumen de un órgano o una parte del cuerpo y, en particular, a la detección de los cambios de volumen debidos a una onda de pulso cardiovascular que se desplaza a través del cuerpo de un sujeto con cada latido del corazón.

La fotopletismografía (PPG) es una técnica de medición óptica que evalúa un cambio variante en el tiempo de la reflectancia de la luz o transmisión de un área o volumen de interés. La PPG se basa en el principio de que la sangre absorbe la luz más que el tejido circundante, por lo que las variaciones en la volemia con cada latido del corazón afectan a la transmisión o a la reflectancia de manera correspondiente. Además de la información sobre la frecuencia cardíaca, una onda de PPG puede comprender información atribuible a otros fenómenos fisiológicos, tales como la respiración. Mediante la evaluación de la transmitancia y/o de la reflectividad en diferentes longitudes de onda (típicamente, rojas e infrarrojas), se puede determinar la saturación del oxígeno en sangre.

30

Los oxímetros de pulso convencionales (también llamados dispositivos PPG de contacto en el presente documento) para medir la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno en sangre (arterial) (también llamada SpO<sub>2</sub>) de un sujeto se fijan a la piel del sujeto, por ejemplo, en la punta de un dedo, lóbulo de la oreja o frente. Por lo tanto, se denominan dispositivos de PPG de 'contacto'. Un oxímetro de pulso típico comprende un LED rojo y un LED infrarrojo como fuentes de luz y un fotodiodo para detectar luz que ha sido transmitida a través del tejido del paciente. Los oxímetros de pulso comercialmente disponibles cambian rápidamente entre las mediciones en una longitud de onda roja e infrarroja y, de ese modo, miden la transmitancia de la misma área o volumen de tejido en dos longitudes de onda diferentes. Esto se conoce como multiplexado por división del tiempo. La transmitancia a lo largo del tiempo en cada longitud de onda da las ondas de PPG para longitudes de onda rojas e infrarrojas. Aunque la PPG de contacto se considera como una técnica básicamente no invasiva, la medición de la PPG de contacto a menudo se experimenta como desagradable y molesta, ya que el oxímetro de pulso está unido directamente al sujeto y cualquier cable limita la libertad para moverse y podría dificultar un flujo de trabajo.

40

La detección rápida y fiable y el análisis de una señal de pulso y un nivel de saturación de oxígeno (SpO<sub>2</sub>) es una de las actividades más importantes en muchas aplicaciones de atención médica, que se vuelve crucial si un paciente se encuentra en un estado crítico. En esas situaciones, la pulsatilidad de una señal de latido cardiaco es muy débil y, por lo tanto, la medición es vulnerable a cualquier tipo de distorsiones.

45

Los sensores de fotopletismografía por módem no siempre proporcionan una medición rápida y fiable en situaciones críticas. Por ejemplo, los oxímetros de pulso de contacto con un dedo (basados en la PPG transmisiva) son vulnerables al movimiento de una mano, y fallan en caso de centralización de un paciente debido a volemias más bajas en las zonas periféricas del cuerpo. Se supone que los sensores de oxímetros de pulso de contacto con la frente (utilizando una modalidad de medición de PPG por reflexión) son más robustos ante un efecto de centralización. Sin embargo, la precisión, la robustez y la capacidad de respuesta de un sensor de frente dependen en gran medida de la correcta colocación de un sensor en una frente y de la presión adecuada aplicada a una piel (la aplicación demasiado apretada de un sensor podría reducir una pulsatilidad sanguínea local, la aplicación demasiado suelta podría dar lugar a mediciones no fiables debido a distorsiones del movimiento y/o a pulsatilidad venosa).

55

Recientemente, se han introducido dispositivos de PPG remotos (rPPG) (también llamados dispositivos de rPPG con cámara en el presente documento) para mediciones no molestas. La PPG remota utiliza fuentes de luz o, en general, fuentes de radiación, dispuestas de forma remota con respecto al sujeto de interés. De manera similar, también un detector, por ejemplo, una cámara o un fotodetector, se puede disponer de forma remota con respecto al sujeto de interés. Por lo tanto, los sistemas y dispositivos fotopletismográficos remotos se consideran no molestos y bien adecuados para aplicaciones médicas, así como aplicaciones de uso diario no médicas. Sin embargo, los dispositivos de PPG remotos típicamente alcanzan una proporción señal-ruido más baja.

65

Verkruysse et al., "Remote plethysmographic imaging using ambient light", Optics Express, 16(26), 22 diciembre 2008, pp. 21434-21445 demuestra que las señales fotoplethysmográficas se pueden medir de forma remota utilizando la luz ambiental y una cámara de vídeo de nivel de consumidor convencional, usando canales de color rojo, verde y azul.

Wieringa, et al., "Contactless Multiple Wavelength Photoplethysmographic Imaging: A First Step Toward "SpO2 Camera" Technology," Ann. Biomed. Eng. 33, 1034-1041 (2005) divulga un sistema de PPG remoto para la formación de imágenes sin contacto de la saturación de oxígeno arterial en un tejido, en base a la medición de señales plethysmográficas en diferentes longitudes de onda. El sistema comprende una cámara de CMOS monocroma y una fuente de luz con LED de tres longitudes de onda diferentes. La cámara adquiere secuencialmente tres películas del sujeto en las tres longitudes de onda diferentes. La frecuencia del pulso se puede determinar a partir de una película en una sola longitud de onda, mientras que se requieren al menos dos películas en diferentes longitudes de onda para determinar la saturación de oxígeno. Las mediciones se realizan en un cuarto oscuro, utilizando solo una longitud de onda a la vez.

Utilizando la tecnología de PPG, se pueden medir signos vitales, que se revelan por cambios diminutos de absorción de luz en la piel, causados por la volemia de sangre pulsante, es decir, por los cambios de color periódicos de la piel humana inducidos por el pulso de volemia. Como esta señal es muy pequeña y está oculta en variaciones mucho más grandes, debidas a cambios de iluminación y al movimiento, existe un interés general en mejorar la proporción señal-ruido (SNR) fundamentalmente baja. Todavía hay situaciones exigentes, con movimientos agudos, condiciones de iluminación ambiental desafiantes, o con alta precisión requerida de la aplicación, donde se requiere una robustez y exactitud mejoradas de los dispositivos y procedimientos de medición de los signos vitales, en particular, para las aplicaciones sanitarias más críticas.

Típicamente, el signo vital resulta de una mezcla de forma dinámica variable de al menos dos canales de color (que a veces incluyen infrarrojos). La mezcla se puede encontrar utilizando diversas técnicas, tales como técnicas de separación ciega de fuentes, y un algoritmo de selección, o con una minimización de la energía, minimizando la energía de señal en todas, menos una, las direcciones cromáticas predefinidas, determinadas por el espectro de absorción de sangre. Dicho procedimiento se describe, por ejemplo, en G. de Haan and V. Jeanne, "Robust pulse-rate from chrominance-based rPPG ", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 60, No. 10, octubre, 2013, pp. 2878-2886.

#### SUMARIO DE LA INVENCION

Es un objeto de la presente invención proporcionar un dispositivo, un sistema y un procedimiento para la extracción de información fisiológica indicativa de al menos un signo vital de un sujeto a partir de radiación electromagnética detectada, que proporcionen un aumento de la SNR, precisión y fiabilidad de lo(s) signo(s) vital(es) obtenido(s).

En un primer aspecto de la presente invención, se presenta un dispositivo para la extracción de información fisiológica indicativa de al menos un signo vital de un sujeto a partir de radiación electromagnética detectada, transmitida a través de, o reflejada desde, un sujeto, comprendiendo el dispositivo:

- una interfaz de entrada para recibir un flujo de datos, de datos de detección obtenidos a partir de radiación electromagnética detectada, transmitida a través de, o reflejada desde, una región de la piel de un sujeto, en el que los datos de detección comprenden información, dependiente de la longitud de onda, de reflejo o transmisión, en al menos dos canales de señales, representativos de los respectivos fragmentos de longitud de onda,
- un mezclador de señales para mezclar de forma dinámica los al menos dos canales de señales, en al menos una señal mezclada,
- un procesador para obtener información fisiológica indicativa de al menos un signo vital a partir de la al menos una señal mezclada, y
- un controlador para controlar el mezclador de señales, para limitar las contribuciones relativas de los al menos dos canales de señales, mezcladas en al menos una señal mezclada, y/o la tasa de cambio a la que se permite a dichas contribuciones relativas cambiar de forma dinámica.

En un ejemplo, se presenta un sistema para la extracción de información fisiológica, indicativa de al menos un signo vital de un sujeto, a partir de radiación electromagnética detectada, transmitida a través de, o reflejada desde, un sujeto, comprendiendo el sistema:

- un detector para detectar radiación electromagnética transmitida a través de, o reflejada desde, una región de la piel de un sujeto, y para obtener datos de detección a partir de la radiación electromagnética detectada, en el que los datos de detección comprenden información, dependiente de la longitud de onda, de reflejo o transmisión, en al menos dos canales de señales, representativos de los respectivos fragmentos de longitud de onda, y
- un dispositivo como se divulga en el presente documento para la extracción de información fisiológica a partir de dichos datos de detección.

En más aspectos adicionales de la presente invención, se proporcionan un procedimiento correspondiente, un programa de ordenador que comprende medios de código de programa para hacer que un ordenador realice las etapas del procedimiento divulgado en este documento cuando dicho programa de ordenador se ejecuta en un

ordenador, así como un medio de grabación no transitorio, legible por ordenador, que almacena en el mismo un producto de programa de ordenador que, cuando es ejecutado mediante un procesador, hace que se realice el procedimiento divulgado en el presente documento.

5 Se definen modos de realización preferentes de la invención en las reivindicaciones dependientes. Se entenderá que el procedimiento, el sistema y el programa de ordenador reivindicados tienen modos de realización preferentes similares y/o idénticos que el dispositivo reivindicado y según se define en las reivindicaciones dependientes.

10 Ha sido observado por los inventores que los procedimientos conocidos para la obtención de signos vitales a partir de radiación electromagnética detectada producen una mezcla estable principalmente (o incluso solamente) en caso de un nivel mínimo de distorsiones, usualmente causadas por el movimiento del sujeto. En sujetos muy inmóviles, de manera no intuitiva, la SNR de la señal vital cae, debido a la mezcla inestable. La presente invención tiene por objeto la mejora de la SNR de la señal vital, en particular, en estos casos casi inmóviles.

15 La presente invención se basa en la idea de limitar la mezcla y/o su tasa de cambio, en particular, cuando se observa una baja energía en los canales de color o una señal obtenida, como se propone en un modo de realización. La limitación de la tasa de cambio tiene la ventaja de que todavía permite todas las mezclas posibles. La invención es igualmente aplicable a varios de, o incluso a todos, los procedimientos conocidos para obtener la(s) señal(es) mezclada(s), por ejemplo, procedimientos que utilizan la separación ciega de fuentes (BSS), tal como el análisis de componentes principales (PCA) o el análisis de componentes independientes (ICA), procedimientos basados en señales de prominencia (procedimiento CHRO (CHROM), según lo divulgado en el artículo antes mencionado de G. de Haan et al.), procedimientos basados en la minimización de la energía en todas sus dimensiones, excepto una predefinida (también llamado procedimiento PBV) y procedimientos BSS que utilizan la orientación a partir del PBV o del CHRO. Estos procedimientos se explicarán en más detalle a continuación.

25 Este procedimiento puede ser interpretado como que proporciona la señal mezclada como una mezcla de al menos dos canales de señales, representativos de los respectivos fragmentos de longitud de onda, por ejemplo, como una mezcla de tres canales de señales, que representan las señales roja, verde y azul de una cámara de vídeo en color, pero difieren en la forma de determinar el esquema de ponderación óptima, utilizado para la mezcla de los al menos dos canales de señales. En general, las ponderaciones resultantes se orientan a una mezcla en la que las distorsiones desaparecen, es decir, el "vector de ponderación" es esencialmente ortogonal a las principales distorsiones, como las que usualmente son causadas por el movimiento del sujeto. De acuerdo con la presente invención, no se utiliza este esquema de ponderación utilizado comúnmente, sino que se aplica un control más sofisticado del mezclador de señales, de acuerdo con el cual las limitaciones son, en particular, bajo ciertas condiciones, aplicadas a la mezcla y/o a la tasa de cambio para mejorar la SNR.

35 En un modo de realización preferente, el controlador está configurado para limitar las contribuciones relativas y/o la tasa de cambio solo en caso de que la energía de los al menos dos canales de señales, o una medida obtenida, sea inferior a un umbral de energía. Como se ha explicado anteriormente, en este caso, la mezcla convencional da lugar a una SNR reducida. Por encima del umbral de energía, la mezcla se realiza preferentemente de manera convencional, es decir, sin ningún tipo de limitación, de modo que también se pueda obtener la mejor SNR por encima del umbral de energía. El umbral de energía puede estar predeterminado (por ejemplo, en una medición de calibración), ser adaptable, por ejemplo, por parte del usuario, o ser de auto-aprendizaje.

45 En otro modo de realización, dicha interfaz de entrada está configurada para recibir una señal de movimiento que indica movimiento del sujeto o de parte del sujeto, y en el que dicho controlador está configurado para limitar las contribuciones relativas y/o la tasa de cambio solo en caso de que el movimiento esté por debajo de un umbral de movimiento. La señal de movimiento puede adquirirse de diversas maneras, por ejemplo, mediante el uso de uno o más sensores corporales unidos al cuerpo del sujeto (por ejemplo, acelerómetros), mediante el uso de un sensor de movimiento dispuesto dentro de, o en, un dispositivo que está en contacto con el sujeto (por ejemplo, sensores de presión dentro de un colchón), o mediante el uso de la información obtenida a partir de imágenes del sujeto. Por encima del umbral de movimiento, la mezcla se realiza preferentemente de manera convencional. El umbral de movimiento, igual que el umbral de energía, puede estar predeterminado (por ejemplo, en una medición de calibración), ser adaptable, por ejemplo, por parte del usuario, o ser de auto-aprendizaje.

55 Ventajosamente, el controlador está configurado para limitar las contribuciones relativas y/o la tasa de cambio a un valor o intervalo predeterminado. El valor o intervalo predeterminado puede, por ejemplo, obtenerse también en una medición de calibración. El ajuste de un valor o intervalo predeterminado para las contribuciones relativas, y/o la tasa de cambio, permite controlar de forma óptima, para obtener una mayor SNR.

60 Preferentemente, dicho controlador está configurado para limitar la tasa de cambio mediante la actualización, en particular, mediante la actualización de forma recursiva, de las contribuciones relativas. Esto puede realizarse mediante la actualización de factores de ponderación por los cuales las contribuciones relativas se multiplican para el mezclado.

65

En otro modo de realización, los al menos dos canales de señales se seleccionan a partir de un intervalo de longitud de onda entre 300 nm y 1000 nm; en particular, representan los fragmentos de longitud de onda correspondientes a la luz roja, verde y azul. Esto se utiliza, en particular, cuando las señales de PPG se obtienen a partir de señales de imágenes adquiridas por una cámara de vídeo (por ejemplo, convencional) y cuando se utilizan los principios anteriormente mencionados de la PPG remota para obtener uno o más signos vitales. En otros modos de realización, la luz infrarroja puede también usarse además, o en lugar, de otro canal de color. Por ejemplo, para aplicaciones durante la noche, se pueden usar una o más longitudes de onda de infrarrojos, adicionalmente o alternativamente.

En general, la interacción de la radiación electromagnética, en particular, la luz, con tejido biológico es compleja e incluye los procesos (ópticos) de (múltiple) dispersión, retro-dispersión, absorción, transmisión y reflejo (difuso). El término "reflejar", como se usa en el contexto de la presente invención, no debe interpretarse como limitado al reflejo especular, sino que comprende los precitados tipos de interacción de radiación electromagnética, en particular, la luz, con el tejido y cualquiera de sus combinaciones.

El término "signo vital", tal como se utiliza en el contexto de la presente invención, se refiere a un parámetro fisiológico de un sujeto (es decir, un ser vivo) y los parámetros derivados. En particular, el término "signo vital" comprende la señal de pulso de volemia, la frecuencia cardíaca (FC) (a veces, también llamada frecuencia del pulso), la variabilidad en la frecuencia cardíaca (variabilidad en la frecuencia del pulso), la fuerza de pulsatilidad, la perfusión, el indicador de perfusión, la variabilidad en la perfusión, las ondas Traube Hering Mayer, la frecuencia respiratoria (RR), la temperatura de la piel, la presión arterial, una concentración de una sustancia en la sangre y/o tejido, tal como la saturación de oxígeno en sangre (arterial) o el nivel de glucosa. Por otra parte, un "signo vital" generalmente incluye indicaciones de salud obtenidas a partir de la forma de la señal de PPG (por ejemplo, la forma puede decir algo acerca de la obstrucción arterial parcial (por ejemplo, la forma obtenida a partir de señales de PPG de la mano se vuelve más sinusoidal cuando se aplica un manguito de presión sanguínea en el brazo), o acerca del espesor de la piel (por ejemplo, una señal de PPG de la cara es diferente a la de la mano), o tal vez incluso acerca de la temperatura, etc.).

El término "información de signo vital", tal como se utiliza en el contexto de la presente invención, comprende los uno o más signos vitales medidos, como se ha definido anteriormente. Además, comprende datos referidos a un parámetro fisiológico, trazas de onda correspondientes o datos que se refieren a un parámetro fisiológico de un momento que puede servir para el análisis posterior.

Para la obtención de una señal de información de signos vitales del sujeto, se evalúan las señales de datos de las áreas de píxeles de la piel dentro del área de la piel. Aquí, un "área de píxeles de la piel" significa un área que comprende un píxel de la piel o un grupo de píxeles adyacentes de la piel, es decir, una señal de datos se puede obtener para un único píxel o un grupo de píxeles de la piel.

En otro modo de realización más, dicho mezclador de señales está configurado para utilizar la separación ciega de fuentes, en particular, el análisis de componentes principales o el análisis de componentes independientes, para calcular la al menos una señal mezclada. Cada uno de los diversos procedimientos puede tener ventajas y desventajas, y puede seleccionarse de acuerdo con el uso deseado.

Además, en un modo de realización, dicho mezclador de señales está configurado para calcular una única señal mezclada que se correlaciona con los al menos dos canales de señales en un conjunto predeterminado de una o más proporciones. La correlación puede, por ejemplo, calcularse como el producto interno de la señal mezclada única y los al menos dos canales de señales. Esto da dos valores (por ejemplo, A y B) que, escritos como un vector normalizado ( $[A, B]/\text{norma}([A, B])$ ), deberían ser idénticos al conjunto predeterminado de una o más proporciones, por ejemplo, el vector de volemia normalizado (llamado "elemento de índice predeterminado que tiene una orientación fijada, indicativa de una información fisiológica de referencia" en el documento US 2013/271591 A1 que describe detalles del procedimiento PBV).

En otro modo de realización más, dicho mezclador de señales está configurado para calcular la al menos una señal mezclada como una mezcla de al menos 2 señales ortogonales de diferencia de color. Por ejemplo, R-G (rojo menos verde) es un ejemplo útil de una señal de diferencia de color, y  $R+G-2*B$  (rojo más verde menos dos veces azul) es otro ejemplo útil que es ortogonal al primer ejemplo. Los antecedentes de esta manera de mezclar han sido dados en G. de Haan y V. Jeanne, "Robust pulse rate from chrominance-based rPPG", IEEE Transactions on Biomedical Engineering 2013 Oct; 60(10): 2878-86. Las señales de diferencia de color suprimen inherentemente el reflejo especular y la mezcla de al menos dos señales de diferencia de color suprime más distorsiones inducidas por el movimiento en la señal de salida del signo vital. Los modos de realización explicados posteriormente proporcionan aplicaciones de la invención a BSS, un procedimiento que usa el pulso de volemia, y un procedimiento basado en la crominancia.

El detector para detectar la radiación electromagnética transmitida a través de, o reflejada desde, una región de la piel de un sujeto, y para obtener los datos de detección a partir de la radiación electromagnética detectada, se puede implementar de varias maneras. En un modo de realización, el detector comprende un sensor de pletismografía configurado para montarse sobre una parte de la piel del sujeto para la adquisición de señales de fotopletoisografía.

Un sensor de este tipo puede ser, por ejemplo, un sensor de pletismografía óptica montado en un dedo o lóbulo de la oreja, o un sensor dispuesto dentro de una pulsera o un reloj de pulsera.

5 En otro modo de realización, el detector puede comprender una unidad de formación de imágenes para la adquisición de una secuencia de tramas de imagen del sujeto a lo largo del tiempo, a partir de la cual las señales de fotopletismografía se pueden obtener usando el principio de la PPG remota. El flujo de datos puede así comprender una secuencia de tramas de imagen o, más precisamente, una serie de tramas de imagen que comprenden información espectral. Por ejemplo, se pueden utilizar imágenes RGB que contienen información de color. Sin embargo, también las tramas que representan información de infrarrojos (IR) y de rojo (R) pueden formar la  
10 secuencia de tramas. Las tramas de imagen pueden representar el sujeto observado y elementos adicionales.

#### BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

15 Estos y otros aspectos de la invención serán evidentes a partir de y aclarados con referencia a los modos de realización descritos a continuación. En los siguientes dibujos:

la fig. 1 muestra un diagrama esquemático de un sistema de acuerdo con la presente invención,  
la fig. 2 muestra un diagrama esquemático de un dispositivo de acuerdo con la presente invención,  
20 la fig. 3 muestra diagramas de la amplitud de PPG relativa y absoluta, de acuerdo con dos enfoques diferentes,  
la fig. 4 muestra diagramas de curvas de entrada a la predicción de  $P_{bv}$  y la PPG relativa en canales de color, y  
la fig. 5 muestra diagramas del tono de la piel normalizado y  $P_{bv}$  de 105 sujetos.

#### DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

25 La fig. 1 muestra un diagrama esquemático de un sistema 10 de acuerdo con la presente invención, que incluye un dispositivo 12 para la extracción de información fisiológica, indicativa de al menos un signo vital de un sujeto 14, a partir de radiación electromagnética detectada, transmitida a través de, o reflejada desde, un sujeto. El sujeto 14, en este ejemplo, un paciente, yace en una cama 16, por ejemplo, en un hospital u otro centro de atención médica, pero también puede ser un recién nacido o prematuro, por ejemplo, que yace en una incubadora, o una persona en el hogar o en un entorno diferente. El sujeto 14, en este ejemplo, un paciente, yace en una cama 16, por ejemplo, en un hospital u otro centro de atención médica, pero también puede ser un recién nacido o prematuro, por ejemplo, que yace en una incubadora, o una persona en el hogar o en un entorno diferente.  
30

Existen diferentes modos de realización para el detector, que puede utilizarse alternativamente (lo que es preferente) o conjuntamente. En el modo de realización del sistema 10, se muestran dos realizaciones diferentes del detector.  
35

En un modo de realización, el detector comprende una cámara 18 (también mencionada como unidad de formación de imágenes, o como sensor de PPG basado en cámaras o remoto) que incluye un fotosensor adecuado para capturar (remota y discretamente) tramas de imágenes del sujeto 14, en particular, para la adquisición de una  
40 secuencia de tramas de imágenes del sujeto 14 a lo largo del tiempo, a partir de la cual se pueden obtener las señales de fotopletismografía. Las tramas de imagen capturadas por la cámara 18 pueden corresponder, en particular, a una secuencia de vídeo capturada por medio de un fotosensor analógico o digital, por ejemplo, en una cámara (digital). Esta cámara 18 usualmente incluye un fotosensor, tal como un sensor de CMOS o CCD, que también puede funcionar en un intervalo espectral específico (visible, IR) o proporcionar información para diferentes intervalos espectrales. La cámara 18 puede proporcionar una señal analógica o digital. Las tramas de imagen incluyen una pluralidad de píxeles de imagen que tienen valores de píxel asociados. En particular, las tramas de imagen incluyen píxeles que representan valores de intensidad de luz, capturados con diferentes elementos fotosensibles de un fotosensor. Estos elementos fotosensibles pueden ser sensibles en un intervalo espectral específico (es decir, que representa un color específico). Las tramas de imagen incluyen al menos algunos píxeles  
45 de imagen, que son representativos de una parte de la piel del sujeto. De este modo, un píxel de imagen puede corresponder a un elemento fotosensible de un fotodetector y a su salida (analógica o digital), o puede determinarse en base a una combinación (por ejemplo, mediante 'binning' [agrupación de lecturas o segmentos solapados de ADN y asignación a unidades taxonómicas operativas]) de una pluralidad de los elementos fotosensibles.  
50

55 En otro modo de realización, el detector comprende uno o más sensores ópticos de fotopletismografía 19 (también mencionados como sensor(es) de PPG de contacto) configurados para montarse sobre una parte de la piel del sujeto 14 para la adquisición de señales de fotopletismografía. El(los) sensor(es) de PPG 19 puede(n), por ejemplo, diseñarse en forma de una pinza para un dedo, para la medición de la saturación de oxígeno en sangre, o de un sensor de la frecuencia cardíaca para medir la frecuencia cardíaca, por nombrar solamente unos pocos de todos los modos de realización posibles.  
60

Al utilizar una cámara 18, el sistema 10 puede comprender además optativamente una fuente de luz 22 (también llamada fuente de iluminación), tal como una lámpara, para la iluminación de una región de interés 24, tal como la piel de la cara del paciente (por ejemplo, parte de la mejilla o la frente), con luz, por ejemplo, en un intervalo o intervalos de longitud de onda predeterminados (por ejemplo, en el (los) intervalo(s) de longitud de onda roja, verde y/o infrarroja). La luz reflejada desde dicha región de interés 24 en respuesta a dicha iluminación es detectada por la  
65

cámara 18. En otro modo de realización, no se proporciona ninguna fuente de luz dedicada, pero la luz ambiental se utiliza para la iluminación del sujeto 14. A partir de la luz reflejada, solamente la luz en un intervalo de longitud de onda deseado (por ejemplo, luz verde) puede detectarse y/o evaluarse.

5 El dispositivo 12 está conectado además a una interfaz 20 para la visualización de la información determinada y/o para proporcionar al personal médico una interfaz para cambiar la configuración del dispositivo 12, la cámara 18, el (los) sensor(es) de PPG 19, la fuente de luz 22 y/o cualquier otro parámetro del sistema 10. Esta interfaz 20 puede comprender diferentes pantallas, botones, pantallas táctiles, teclados u otros medios de interfaz hombre-máquina.

10 Un sistema 10, como se ilustra en la fig. 1, puede, por ejemplo, estar situado en un hospital, centro de salud, centro de atención a personas mayores o similares. Aparte de la monitorización de los pacientes, la presente invención también se puede aplicar en otros campos, tales como la monitorización de recién nacidos, aplicaciones generales de vigilancia, monitorización de seguridad o los llamados entornos de estilo de vida, tales como aparatos de gimnasia, o similares. La comunicación unidireccional o bidireccional entre el dispositivo 12, la cámara 18, el (los) sensor(es) de PPG 19 y la interfaz 20 puede funcionar a través de una interfaz de comunicación inalámbrica o por cable. Otros modos de realización de la presente invención pueden incluir un dispositivo 12, que no se proporciona autónomo, sino integrado en la cámara 18 o en la interfaz 20.

20 La fig. 2 muestra una ilustración esquemática más detallada de un modo de realización del dispositivo 12 de acuerdo con la presente invención. El dispositivo 12 comprende una interfaz de entrada 30 para recibir un flujo de datos 28 de datos de detección obtenidos a partir de radiación electromagnética detectada, transmitida a través de, o reflejada desde, una región de la piel de un sujeto 14. El flujo de datos de datos de detección, por ejemplo, se proporciona mediante la cámara 18 y/o uno o más sensores de PPG 19, y los datos de detección comprenden la información, dependiente de la longitud de onda, de reflejo o transmisión, en al menos dos canales de señales, representativos de respectivos fragmentos de longitud de onda.

25 Un mezclador de señales 32 se proporciona para mezclar de forma dinámica los al menos dos canales de señales, en al menos una señal mezclada. Existen varios modos de realización para dicha mezcla, que se explicarán en más detalle a continuación.

30 Un procesador 34 se proporciona para obtener información fisiológica indicativa de al menos un signo vital a partir de la al menos una señal mezclada. La manera de obtener señales de PPG a partir de la luz detectada, por ejemplo, a partir de imágenes de una región de interés o a partir de señales de un sensor de contacto de PPG, se conoce generalmente en el campo de la fotopletimografía, remota o de contacto, por ejemplo, a partir de los documentos descritos anteriormente y, por lo tanto, no se explicará con más detalle aquí.

35 Finalmente, se proporciona un controlador 36 para controlar el mezclador de señales, para limitar las contribuciones relativas de los al menos dos canales de señales, mezclados en al menos una señal mezclada, y/o la tasa de cambio a la cual se permite a dichas contribuciones relativas cambiar de forma dinámica. De esta manera, la fiabilidad y la exactitud de la información fisiológica obtenida se puede aumentar en varias situaciones en las que el procesamiento convencional podría dar lugar a una degradación de la información fisiológica obtenida, como también se explicará en más detalle a continuación.

40 Las diferentes unidades del dispositivo 12 pueden estar comprendidas en uno o varios procesadores digitales o analógicos, en función de cómo y dónde se aplica la invención. Las diferentes unidades pueden implementarse, completa o parcialmente, en software y llevarse a cabo en un ordenador personal conectado a uno o más detectores. Algo de, o toda, la funcionalidad requerida también puede implementarse en hardware, por ejemplo, en un circuito integrado específico de la aplicación (ASIC) o en una formación de compuertas programables en el terreno (FPGA).

45 Los detalles de la presente invención se describirán para el caso en que el signo vital de salida es la señal de pulso S. Existen varios procedimientos para encontrar S; siendo mencionados dichos procedimientos como ICA, PCA, PBV, CHROM, e ICA/PCA, guiados por PBV/CHROM. Estos procedimientos pueden interpretarse como que proporcionan la señal del pulso como una mezcla de las señales de color rojo, verde y azul de una cámara de vídeo en color, pero difieren en la manera de determinar el esquema de ponderación óptima. En estos procedimientos, las ponderaciones resultantes se orientan a una mezcla en la que las distorsiones desaparecen, es decir, el "vector de ponderación" es esencialmente ortogonal a las principales distorsiones, usualmente causadas por el movimiento del sujeto.

50 A continuación, se explicarán brevemente algunas consideraciones básicas y la esencia de estos procedimientos.

55 El latido del corazón provoca variaciones de presión en las arterias cuando el corazón bombea la sangre contra la resistencia del lecho vascular. Puesto que las arterias son elásticas, su diámetro cambia en sincronía con las variaciones de presión. Estos cambios de diámetro se producen incluso en los vasos más pequeños de la piel, donde las variaciones en la volemia causan una absorción cambiante de la luz.

60

En el artículo de M. Hülsbusch, "Ein bildgestütztes, funktionelles Verfahren zur optoelektronischen Erfassung der Hautperfusion", tesis doctoral, RWTH Aachen, 28 de enero de 2008, Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik, se explica que la amplitud relativa de PPG resultante se determina por el contraste entre la sangre y el tejido sin sangre. Dado el espectro de absorción de la sangre arterial oxigenada y el espectro de absorción de la dermis y la epidermis, y suponiendo una concentración del 3% de melanina, sus simulaciones conducen a la amplitud relativa 40 como una función de la longitud de onda, como se muestra en la fig. 3A (que se muestra también en la amplitud absoluta 41). En esta curva, los picos de absorción de sangre oxigenada en 542 y 577 nm se pueden reconocer claramente.

La amplitud de PPG absoluta 51, como una función de la longitud de onda, fue medida por Corral et al. "Optimal wavelength selection for non-contact reflection photoplethysmography" 22º Congreso de la Comisión Internacional de Óptica: Light for the Development of the World, Proc. of SPIE Vol. 8011, 8011191, utilizando un espectrómetro y una iluminación blanca halógena. Esta curva 51 muestra un fuerte pico de amplitud alrededor de 550 nm, como se muestra en la fig. 3B. Esta PPG absoluta, PPG(w), siendo w la longitud de onda, está relacionada con la curva de PPG relativa, RPPG(w), mediante el espectro de emisión de la iluminación halógena, I(w), y el espectro de reflejo de la piel, ρ<sub>s</sub>(w):

$$PPG(w) = \rho_s(w) I(w) RPPG(w). \quad (1)$$

En la fig. 3B se ha incluido una PPG relativa 50 obtenida que, además de la mayor producción de ruido para longitudes de onda más cortas, corresponde razonablemente bien a la predicción del modelo de Hülsbusch. El aumento del nivel de ruido es de esperar, dada la emisión más débil de la lámpara (halógena) y la mayor absorción de la piel para longitudes de onda más cortas.

La curva libre de ruido a partir del modelo de Hülsbusch se utilizó para predecir la amplitud de PPG en los canales de color de una cámara de vídeo normal. La cámara muestrea el espectro de la luz visible en un sentido bastante grosero, utilizando tres canales de color para los tres colores primarios del ojo, es decir, rojo, verde y azul. Estos canales de color están típicamente centrados alrededor de 450 nm, 550 nm y 650 nm, y tienen un amplio ancho de banda relativo, de alrededor de 100 nm y, por consiguiente, se superponen parcialmente. Dada la señal de PPG como una función de la longitud de onda, según lo predicho por el modelo de Hülsbusch, la amplitud de PPG relativa se puede predecir para diferentes tonos de piel y composiciones espectrales de la fuente de luz.

El vector de pulso de volemia normalizado de longitud unitaria se definirá como P<sub>bv</sub>, proporcionando la resistencia de PPG relativa en la señal de cámara roja, verde y azul, como se muestra en la fig. 4A. Para cuantificar las expectativas, las respuestas H<sub>rojo</sub>(w) (curva 60 en la fig. 4A), H<sub>verde</sub>(w) (curva 61 en la fig. 4A) y H<sub>azul</sub>(w) (curva 62 en la fig. 4A) del canal rojo, verde y azul, respectivamente, se midieron como una función de la longitud de onda w, de una cámara CCD de color de obturador global, la reflectancia de la piel 64 de un sujeto, ρ<sub>s</sub>(w), y utilizaron la curva de amplitud de PPG absoluta 63, obtenida a partir del modelo de Hülsbusch, PPG(w). A partir de estas curvas, mostradas en la fig. 4A, el vector de pulso de volemia P<sub>bv</sub> se calcula como:

$$\vec{P}_{bv}^T = \begin{bmatrix} \frac{\int_{w=400}^{700} H_{red}(w)I(w)PPG(w) dw}{\int_{w=400}^{700} H_{red}(w)I(w)\rho_s(w) dw} \\ \frac{\int_{w=400}^{700} H_{green}(w)I(w)PPG(w) dw}{\int_{w=400}^{700} H_{green}(w)I(w)\rho_s(w) dw} \\ \frac{\int_{w=400}^{700} H_{blue}(w)I(w)PPG(w) dw}{\int_{w=400}^{700} H_{blue}(w)I(w)\rho_s(w) dw} \end{bmatrix} \quad (2)$$

lo que, utilizando un espectro de iluminación blanca halógena I(w) 65, conduce a un P<sub>BV</sub> normalizado = [0,27, 0,80, 0,54]. Al utilizar la curva más ruidosa medida por Corral et al., el resultado fue P<sub>BV</sub> = [0,29, 0,81, 0,50].

El pulso de volemia, predicho por el modelo utilizado, se corresponde razonablemente bien con el vector de pulso de volemia normalizado medido experimentalmente,  $P_{bv} = [0,33, 0,78, 0,53]$ , hallado después de promediar las mediciones en un cierto número de sujetos en condiciones de iluminación blanca. Dado este resultado, se concluyó que la amplitud de PPG observada, en particular en el rojo y, en un grado menor, en el canal de cámara azul, puede explicarse en gran parte por la diafonía procedente de longitudes de onda en el intervalo entre 500 y 600 nm. La fig. 4B muestra cómo el mismo intervalo de longitud de onda contribuye a cada uno de los canales de color de la cámara (rojo: 70, verde: 71, azul: 72). El vector de pulso de volemia preciso depende de los filtros de color de la cámara, del espectro de la luz y de la reflectancia de la piel, como muestra el modelo. En la práctica, el vector resulta ser extraordinariamente estable, sin embargo. A continuación, esto se comprobará para una gama de tonos de piel.

De manera interesante, la reflectancia relativa de la piel, en el canal rojo (curva 80 en la fig. 5A), verde (curva 81 en la fig. 5A) y azul (curva 82 en la fig. 5A), bajo iluminación blanca, no depende mucho del tipo de piel, como se muestra en la fig. 5A. Esto es probablemente debido a que el espectro de absorción de la piel libre de sangre está dominado por la absorción de melanina. Aunque una concentración de melanina más alta puede aumentar la absorción absoluta considerablemente, la absorción relativa en las diferentes longitudes de onda sigue siendo la misma. Esto implica que un aumento de la melanina oscurece la piel, pero apenas cambia el color normalizado de la piel. En consecuencia, también el pulso de volemia normalizado  $P_{bv}$  es bastante estable bajo iluminación blanca. Esto se confirma mediante la fig. 5B, que muestra el canal rojo (curva 90 en la fig. 5B), verde (curva 91 en la fig. 5B) y azul (curva 92 en la fig. 5B) para el mismo conjunto de datos de 105 sujetos con diferentes tipos de piel.

El carácter estable de  $P_{bv}$  se puede usar para distinguir las variaciones de color causadas por el cambio en la volemia a partir de variaciones debidas a causas alternativas. Los procedimientos anteriores para encontrar la señal de pulso a partir del vídeo han sido descritos por el artículo de Hülbusch (como se ha mencionado anteriormente), Poh et al. "Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation", Opt. Express 18(10), pp. 10762-10774 (2010) y Lewandowska et al. "Measuring Pulse Rate with a Webcam - a Non-contact Method for Evaluating Cardiac Activity", in Proc. FedCSIS, 2011, pp. 405-410. La señal  $S$  de pulso resultante para todos estos procedimientos anteriores puede escribirse como una combinación lineal (que representa una de varias maneras posibles de "mezcla") de los canales individuales de color normalizados libres de DC:

$$S = W C_n \quad (3)$$

con  $W W^T = 1$  y donde cada una de las tres filas de la matriz de tamaño  $3 \times N$   $C_n$  contiene  $N$  muestras de las señales de los canales rojo, verde y azul normalizados, libres de DC,  $R_n$ ,  $G_n$  y  $B_n$ , respectivamente, es decir:

$$\bar{R}_n = \frac{1}{\mu(\bar{R})} \bar{R} - 1, \quad \bar{G}_n = \frac{1}{\mu(\bar{G})} \bar{G} - 1, \quad \bar{B}_n = \frac{1}{\mu(\bar{B})} \bar{B} - 1. \quad (4)$$

Aquí, el operador  $m$  corresponde a la media. La diferencia clave entre los procedimientos está en el cálculo del vector de ponderación;  $W$ . Hülbusch separó el ruido y la señal de PPG en dos señales independientes construidas como una combinación lineal de dos canales de color. Una combinación se aproximó a una señal de PPG pura, la otra contenía ruido debido al movimiento. Como un criterio de optimización, minimizó la energía en la señal de pulso. Poh et al., y Lewandowska et al., propusieron el uso de una combinación lineal de los tres canales de color para obtener la señal de pulso. Poh et al. utilizaron el ICA, mientras que Lewandowska et al. utilizaron el PCA para encontrar esta combinación lineal. Dado que se desconoce a priori qué señal de color ponderada es la señal de pulso, todos utilizaron la naturaleza periódica de la señal de pulso como criterio de selección.

Lo anterior proporciona una explicación del procedimiento BSS. Un enfoque diferente fue utilizado por de Haan (como se describe en el artículo mencionado anteriormente), que supuso el conocimiento de la orientación de las señales de distorsión, y un color de la piel normalizado constante, para construir una combinación lineal de las señales de color ortogonales a las distorsiones supuestas. Esto eliminó la selección basada en la periodicidad, que ha demostrado ser ventajosa en vídeos de gimnasia con movimiento periódico. El color de la piel normalizada fue seleccionado como  $[R_s, G_s, B_s] = [0,7682, 0,5121, 0,3841]$  que, como puede verse en la fig. 5A, se corresponde estrechamente con las mediciones reales. Este algoritmo (CHRO), en base a señales de crominancia,  $X_s = 0,77 R_n - 0,51 G_n + Y_s = 0,77 R_n + 0,51 G_n - 0,77 B_n$ , halla la señal  $S$  de pulso como:

$$\vec{S} = \vec{X}_s - \alpha \vec{Y}_s, \quad \text{with } \alpha = \frac{\sigma(\vec{X}_s)}{\sigma(\vec{Y}_s)}, \quad (5)$$

y donde el operador  $\sigma$  corresponde a la desviación estándar. Esta expresión se puede reescribir como:

$$\vec{S} = \vec{W}_{\text{CHRO}} C_n, \quad (6)$$

Con

$$\vec{W}_{\text{CHRO}} = \frac{1}{\sqrt{6\alpha^2 - 20\alpha + 20}} [2 - \alpha, 2\alpha - 4, \alpha]. \quad (7)$$

5 Esta reescritura deja claro que en realidad es nuevamente una mezcla (que se obtiene de manera diferente) (vector de ponderaciones  $W$ ) de los canales de color normalizados ( $C_n$ ).

10 Otro procedimiento más (llamado procedimiento PBV) para obtener los coeficientes de mezcla utiliza el vector de pulso de volemia según se describe básicamente en el documento US 2013/271591 A1. Los mejores resultados se obtienen si se usan las versiones filtradas de paso de banda de  $R_n$ ,  $G_n$  y  $B_n$ . De acuerdo con este procedimiento, la dirección conocida de  $P_{bv}$  se utiliza para discriminar entre la señal de pulso y las distorsiones. Esto no solo elimina el supuesto de que el pulso es el único componente periódico en el vídeo, sino que también elimina las suposiciones sobre la orientación de las señales de distorsión. Con este fin, se supone, como antes, que se crea la señal de pulso como una combinación lineal de las señales de color normalizadas, como en la ecuación (3). Puesto que se sabe que la amplitud relativa de la señal de pulso en el canal rojo, verde y azul está dada por  $P_{bv}$ , se buscan las ponderaciones,  $W_{PBV}$ , que dan una señal de pulso  $S$ , para las que la correlación con los canales de color  $R_n$ ,  $G_n$  y  $B_n$  es igual a  $P_{bv}$

$$20 \vec{S} C_n^T = k \vec{P}_{bv} \Leftrightarrow \vec{W}_{PBV} C_n C_n^T = k \vec{P}_{bv},$$

y, por consiguiente, las ponderaciones que determinan la mezcla se determinan por

$$25 \vec{W}_{PBV} = k \vec{P}_{bv} Q^{-1} \text{ with } Q = C_n C_n^T, \quad (8)$$

30 y el escalar  $k$  se determina de tal manera que  $W_{PBV}$  tenga longitud unitaria. Se concluye que la característica dependencia de la longitud de onda de la señal de PPG, como se refleja en el pulso de volemia normalizado,  $P_{bv}$ , se puede utilizar para estimar la señal de pulso a partir de los datos de píxeles RGB temporalmente secuenciales, promediados sobre el área de piel. Este algoritmo se conoce como el procedimiento PBV.

35 A continuación, se presentarán alternativas para relajar las hipótesis. En particular, se describen aún cuatro maneras más de calcular los coeficientes de mezcla. Todos los procedimientos que resultan en tal mezcla de canales de color pueden adaptarse utilizando la presente invención, mediante la modificación de las ponderaciones.

40 Un punto fuerte de los procedimientos basados en la separación ciega de fuentes (BSS), tal como el ICA y el PCA, es que no se basan en suposiciones con respecto al tipo de distorsiones o a la orientación del tono de la piel o a los vectores de pulso de volemia. Su punto débil es que es bastante poco claro qué componente de salida transporta la señal de pulso. Ha sido demostrado anteriormente por de Haan que el uso de la periodicidad como la característica de la señal de pulso para la selección de componentes conduce a una mala robustez de movimiento, ya que esto requiere una adaptación rápida a estadísticas cambiantes, es decir, intervalos cortos con adición de solapamiento, con resolución insuficiente en el dominio de Fourier. Además, en un entorno de aptitud física, esencialmente todos los movimientos son periódicos, con su frecuencia en el mismo intervalo que la frecuencia del pulso.

45 Como una alternativa, se propone utilizar los coeficientes de ponderación,  $W$ , de la ecuación (5) u (8), obtenidos a partir del procedimiento PBV o CHRO para guiar la selección de componentes. Una buena opción elige el componente que tiene la mayor correlación (absoluta). Los algoritmos resultantes permiten una ponderación que minimice las distorsiones de manera más precisa, ya que los supuestos - distorsiones conocidas para CHRO, y  $P_{bv}$  estable para PBV - se utilizan solamente con carácter orientativo y las pequeñas desviaciones no juegan ningún papel.

50 Para ilustrar los algoritmos, se supone que el ICA o el PCA genera tres señales componentes,  $S_1$ ,  $S_2$ ,  $S_3$ , cada una obtenida como una combinación lineal de las señales RGB normalizadas,  $C_n$ :

$$S_i = W_i C_n \text{ with } i = 1, 2, 3. \quad (9)$$

Ahora, la señal S de pulso se escoge entre las señales componentes, utilizando un vector de ponderación de referencia,  $W_{REF} = W_{CHRO}$  o  $W_{REF} = W_{PBV}$ , obtenido a partir del algoritmo CHRO o PBV, igual a  $S = S_p$  con  $p \in \{1, 2, 3\}$ , tal que

$$\forall i \in \{1, 2, 3\} |\vec{W}_p \vec{W}_{REF}^T| \geq |\vec{W}_i \vec{W}_{REF}^T|. \quad (10)$$

Esto da cuatro algoritmos adicionales, ICA, o PCA, guiados por CHRO, o por PBV. Todos los algoritmos pueden utilizar el procesamiento de adición de solapamientos, como se introdujo en el artículo precitado de Haan, y pueden utilizar con éxito longitudes cortas de intervalos, a diferencia de los algoritmos anteriores, basados en BSS, que utilizan la periodicidad como el criterio de selección de componentes. Como la BSS no puede garantizar la polaridad de la señal de pulso, el signo de fragmentos de señales individuales se corrige para el intervalo M,  $S_M$ , usando:

$$\vec{S}_M = \text{sign}(\vec{W}_{p,M} \vec{W}_{REF,M}^T) S_{p,M}, \quad (11)$$

donde  $\rho$  puede variar de un intervalo a otro.

En ausencia de distorsiones sustanciales, que típicamente significa un sujeto muy inmóvil, la orientación del vector de ponderación (que determina la mezcla de los canales de color) se torna indeterminada y exhibe variaciones aleatorias en el tiempo (usualmente se aplica un procedimiento de adición de solapamientos para permitir la adaptación temporal del vector de ponderación). Estas variaciones aleatorias hacen que la SNR de la señal de pulso de salida resultante sea significativamente peor que la SNR obtenida con distorsiones presentes (limitadas).

En un primer modo de realización de la presente invención, que aplica el procedimiento CHRO antes explicado, se utiliza la observación de que, en la mayoría de los casos, las distorsiones tienen una dirección conocida en el espacio RGB normalizado. El movimiento típicamente se traduce, principalmente, en variaciones de intensidad, es decir, distorsiones en la dirección  $[1 \ 1 \ 1]$ . Para eliminar esta distorsión, se espera que el vector de ponderación  $W$  esté en el plano de crominancia, es decir, que la suma ( $W$ ) esté cerca del cero. En este primer modo de realización, el vector de ponderación  $W$  es reemplazado por un vector por omisión. Una buena elección ejemplar es  $W_d = [-1 \ 1,4 \ -0,4]$  o  $W_d = [-1 \ 2 \ -1]$ , siempre que la suma ( $W$ ) supere un umbral.

Una segunda distorsión común es debida a los reflejos especulares, que típicamente provocan la saturación del color a cambiar, pero no el tono. En el segundo modo de realización, por lo tanto, el vector de ponderación  $W$  se limita a un intervalo alrededor del vector, ortogonal a la intensidad y a la saturación, es decir,  $W$  se limita a un intervalo (ángulo fijo) alrededor del vector por omisión  $W_d$  mencionado anteriormente.

Aplicando el procedimiento CHRO, otro buen modo de realización recorta el valor de  $\alpha$  (véase la ecuación (5)) entre 0,8 and 1,2.

En un modo de realización preferente adicional, las limitaciones anteriores solo se activan en caso de que el problema sea probable, es decir, tenga una probabilidad de existencia por encima de un umbral de probabilidad. Esto se puede estimar, por ejemplo, por la desviación estándar de las señales de color, o una señal de crominancia, los valores propios en un procedimiento basado en el PCA, o la norma de la matriz de covarianza,  $Q$ , del procedimiento PBV (véase la ecuación (8)).

Un inconveniente de los modos de realización descritos puede ser que la elección de limitación se basa en la distorsión más común. Esto podría ser sub-óptimo en casos particulares. Para mejorar este aspecto, un modo de realización preferente calcula el vector de ponderación "por omisión"  $W_d$  mediante la actualización del precitado vector por omisión, cada vez que se encuentra un segmento de señal que parece tener un nivel casi óptimo de distorsión, como se explica a continuación. En una versión más elaborada de este modo de realización, el vector de ponderación por omisión  $W_d$  resulta de un proceso recursivo:  $W_d$  (nuevo) = 0,01 x  $W$  (fiable) + 0,99 x  $W_d$  (antiguo), donde  $W$  (fiable) es un vector de ponderación obtenido durante el fragmento de señal más reciente, con nivel casi óptimo de distorsión, usando el procedimiento que se ha de mejorar. En caso de que el procedimiento a mejorar sea el procedimiento PBV, de nuevo la norma de  $Q$  se puede utilizar para seleccionar  $W$  (fiable). Una norma muy alta usualmente implica un  $W$  no fiable, debido a la distorsión excesiva, y una norma muy pequeña implica un  $W$  no fiable, debido a la ausencia de distorsión, por lo que un valor intermedio sugiere la actualización de  $W_d$ . En caso de que el procedimiento a mejorar sea el procedimiento CHRO, la norma de  $Y$  se puede utilizar en su lugar. De nuevo, una

norma muy alta usualmente implica una mezcla no fiable, debido a la distorsión excesiva, y una norma muy pequeña implica un  $\alpha$  no fiable (y por lo tanto  $W$ ) debido a la ausencia de distorsión, por lo que un valor intermedio sugiere la actualización de  $\alpha$ .

5 En la descripción anterior, la extracción del signo vital se supone a partir de un solo valor de color para la piel en un momento dado en el tiempo (procedimiento global). Se sabe que los procedimientos más ventajosos pueden subdividir la región de la piel en varias subregiones y obtener múltiples señales candidatas de signos vitales desde estas subregiones que se pueden combinar de forma adaptativa en la señal de salida de los signos vitales (que representa un procedimiento local, como, por ejemplo, se describe en la solicitud de patente europea 12 199 139.2  
10 aún no publicada). En este caso, dos o más de los modos de realización anteriormente mencionados pueden utilizarse en paralelo. Sin embargo, en este caso, el modo de realización preferente puede también utilizar un vector común de ponderación por omisión  $W_d$  que puede ser actualizado de forma recursiva por todas las regiones espaciales que se suponen "fiables" (por ejemplo, matriz de covarianza no extrema).

15 La invención tiene por objeto mejorar el rendimiento de los algoritmos de rPPG y PPG para situaciones en las que el nivel de distorsión es muy bajo (sujeto casi inmóvil). En este caso, el vector de ponderación se torna poco definido y resulta una SNR que es mucho peor de lo que cabría esperar para un caso tan "fácil". Preferentemente, los límites se han fijado y optimizado experimentalmente para proporcionar una buena SNR. Como la "limitación" demostró ser menos buena que la limitación de la tasa de cambio (por ejemplo, por filtración de paso bajo recursiva), el mayor esfuerzo se ha centrado en esa opción.  
20

Las contribuciones relativas pueden estar limitadas por el recorte del valor de la variable  $\alpha$ , obtenido a partir de la ecuación 5, entre los valores de 1,2 y 0,8, lo que lleva a una valiosa mejora. Esta mejora fue incluso mejor cuando la variable  $\alpha = 1$ , en el caso de que la ecuación 5 diera como resultado un valor fuera del intervalo  $\langle 0,8, 1,2 \rangle$ . En otro intento, la suma del vector de ponderación (para la mezcla)  $W$ , obtenido para cualquier procedimiento, se comprobó utilizando la matriz de covarianza  $Q$ . Si esta suma se desviara considerablemente de 0, mientras la norma de  $Q$  fuera baja, el  $W$  calculado se puede reemplazar con un vector de ponderación fijo  $W = [-0,4 \ 0,8 \ -0,4]$ . La tasa de cambio puede limitarse sustituyendo el vector de ponderación  $W$  por una versión filtrada de forma recursiva  $W$  (usado) =  $0,01 \times W$  (fiable) +  $0,99 \times W_d$  (antiguo).  
25  
30

Los resultados (espectrogramas) obtenidos a partir de diversos lugares del cuerpo muestran que la señal de pulso se vuelve mucho más limpia con la modificación propuesta de acuerdo con la presente invención. También se puede observar que la señal de pulso presente en el movimiento de la ropa, por ejemplo, una camisa, está siendo suprimida después de la modificación, ya que no presenta la típica variación de color esperada en la piel.  
35

De un procedimiento local, como se ha mencionado anteriormente, se espera generalmente que sea menos sensible al ruido, ya que los resultados ruidosos individuales se promedian. No obstante, los resultados experimentales muestran una mejora significativa (más de 1 dB en la SNR), a pesar de que se probaron secuencias que contenían cientos de subregiones en un área grande de la piel.  
40

Además, una escena de la película en la UCIN de un recién nacido muestra una mejora clara, es decir, las distorsiones del movimiento, en este caso, debido al movimiento respiratorio en un entorno de color, se reducen significativamente (aunque no se eliminan completamente).  
45

Los procedimientos anteriormente descritos se han explicado principalmente con respecto a los sensores sin contacto. En general, los mismos procedimientos también se pueden utilizar para sensores de contacto. Para CHRO e ICA/PCA, guiados por CHRO, serían necesarias tres longitudes de onda. Los otros procedimientos también pueden funcionar con solo dos longitudes de onda.  
50

A modo de ejemplo, la presente invención se puede aplicar en el campo del cuidado de la salud, por ejemplo, la monitorización remota no molesta de pacientes, vigilancias generales, monitorización de seguridad y los llamados entornos de estilo de vida, tales como aparatos de gimnasia, o similares. Las aplicaciones pueden incluir la monitorización de la saturación de oxígeno (oximetría de pulso), la frecuencia cardíaca, la presión arterial, la emisión cardíaca, los cambios en la perfusión sanguínea, la evaluación de las funciones autonómicas y la detección de enfermedades vasculares periféricas. La presente invención puede, por ejemplo, ser utilizada para la detección del pulso, rápida y fiable, de un paciente crítico, por ejemplo, durante la RCP (resucitación cardiopulmonar) automatizada. El sistema se puede utilizar también para la monitorización de signos vitales de los recién nacidos. En resumen, la presente invención mejora considerablemente la SNR de sujetos casi inmóviles y, por lo tanto, lleva a una medición más precisa latido a latido.  
55  
60

Aunque la invención se ha ilustrado y descrito con detalle en los dibujos y en la descripción anterior, dicha ilustración y dicha descripción han de considerarse ilustrativas o ejemplares, y no restrictivas; la invención no se limita a los modos de realización divulgados. Otras variaciones de los modos de realización divulgados pueden ser entendidas y efectuadas por los expertos en la técnica al poner en práctica la invención reivindicada, a partir de un estudio de los dibujos, la divulgación y las reivindicaciones adjuntas.  
65

5 En las reivindicaciones, la palabra "que comprende" no excluye otros elementos o etapas, y el artículo indefinido "un" o "una" no excluye una pluralidad. Un único elemento, u otra unidad, puede cumplir las funciones de varios elementos referidos en las reivindicaciones. El mero hecho de que ciertas medidas se mencionen en reivindicaciones dependientes mutuamente diferentes no indica que no pueda usarse una combinación de estas medidas de manera ventajosa.

10 Un programa informático puede almacenarse/distribuirse en un medio adecuado, tal como un medio de almacenamiento óptico o un medio de estado sólido, suministrado junto con, o como parte de, otro hardware, pero puede distribuirse también de otras formas, tal como mediante Internet u otros sistemas de telecomunicación cableados o inalámbricos.

**REIVINDICACIONES**

- 5 1. Dispositivo para la extracción de información fisiológica indicativa de al menos un signo vital de un sujeto a partir de radiación electromagnética detectada, transmitida a través de, o reflejada desde, un sujeto (14), comprendiendo dicho dispositivo:
- una interfaz de entrada (30) para recibir un flujo de datos de datos de detección, obtenidos a partir de radiación electromagnética detectada, transmitida a través de, o reflejada desde, una región de la piel de un sujeto, en el que los datos de detección comprenden información, dependiente de la longitud de onda, de reflejo o transmisión, en al menos dos canales de señales, representativos de los respectivos fragmentos de longitud de onda,
  - 10 - un mezclador de señales (32) para mezclar de forma dinámica los al menos dos canales de señales en al menos una señal mezclada,
  - un procesador (34) para obtener información fisiológica indicativa de al menos un signo vital desde la al menos una señal mezclada, caracterizado por
  - 15 - un controlador (36) para controlar el mezclador de señales, para limitar las contribuciones relativas de los al menos dos canales de señales mezclados en al menos una señal mezclada, y/o la tasa de cambio a la que se permite a dichas contribuciones relativas cambiar de forma dinámica.
- 20 2. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que el controlador (36) está configurado para limitar las contribuciones relativas y/o su tasa de cambio solo en caso de que la energía de los al menos dos canales de señales, o una medida obtenida, sea inferior a un umbral de energía.
- 25 3. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que dicha interfaz de entrada (30) está configurada para recibir una señal de movimiento que indica movimiento del sujeto, o parte del sujeto, y en el que dicho controlador (36) está configurado para limitar las contribuciones relativas y/o su tasa de cambio, solo en caso de que el movimiento esté por debajo de un umbral de movimiento.
- 30 4. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que el controlador (36) está configurado para limitar las contribuciones relativas y/o la tasa de cambio a un valor o intervalo predeterminado.
- 35 5. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que dicho controlador (36) está configurado para limitar la tasa de cambio mediante la actualización, en particular, mediante la actualización de forma recursiva, de las contribuciones relativas.
- 40 6. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que los al menos dos canales de señales se seleccionan a partir de un intervalo de longitud de onda entre 300 nm y 1000 nm, en particular, representan los fragmentos de longitud de onda correspondientes a la luz roja, verde y azul.
- 45 7. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que dicho mezclador de señales (32) está configurado para utilizar la separación ciega de fuentes, en particular, el análisis de componentes principales o el análisis de componentes independientes, para calcular la al menos una señal mezclada.
- 50 8. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que dicho mezclador de señales (32) está configurado para calcular una única señal mezclada que se correlaciona con los al menos dos canales de señales en un conjunto predeterminado de una o más proporciones.
- 55 9. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que dicho mezclador de señales (32) está configurado para calcular la al menos una señal mezclada a partir de al menos dos señales ortogonales de diferencia de color.
- 60 10. Procedimiento para la extracción de información fisiológica, indicativa de al menos un signo vital de un sujeto a partir de radiación electromagnética detectada, transmitida a través de, o reflejada desde, un sujeto (14), comprendiendo dicho procedimiento:
- recibir un flujo de datos de datos de detección, obtenidos a partir de radiación electromagnética detectada, transmitida a través de, o reflejada desde, una región de la piel de un sujeto, en el que los datos de detección comprenden información, dependiente de la longitud de onda, de reflejo o transmisión, en al menos dos canales de señales, representativos de los respectivos fragmentos de longitud de onda,
  - 65 - mezclar de forma dinámica los al menos dos canales de señales en al menos una señal mezclada,
  - obtener información fisiológica indicativa de al menos un signo vital desde la al menos una señal mezclada, caracterizado por

- controlar el mezclador de señales para limitar las contribuciones relativas de los al menos dos canales de señales, mezclados en al menos una señal mezclada, y/o la tasa de cambio a la que se permite a dichas contribuciones relativas cambiar de forma dinámica.

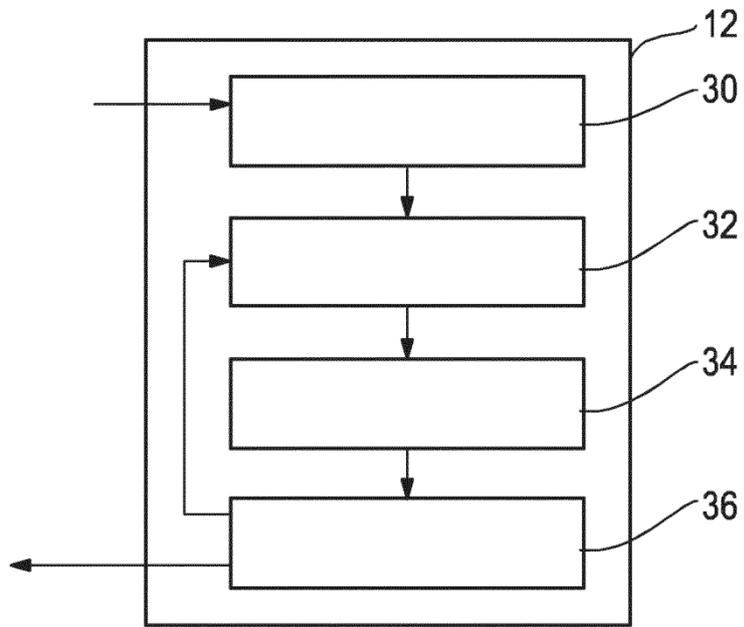
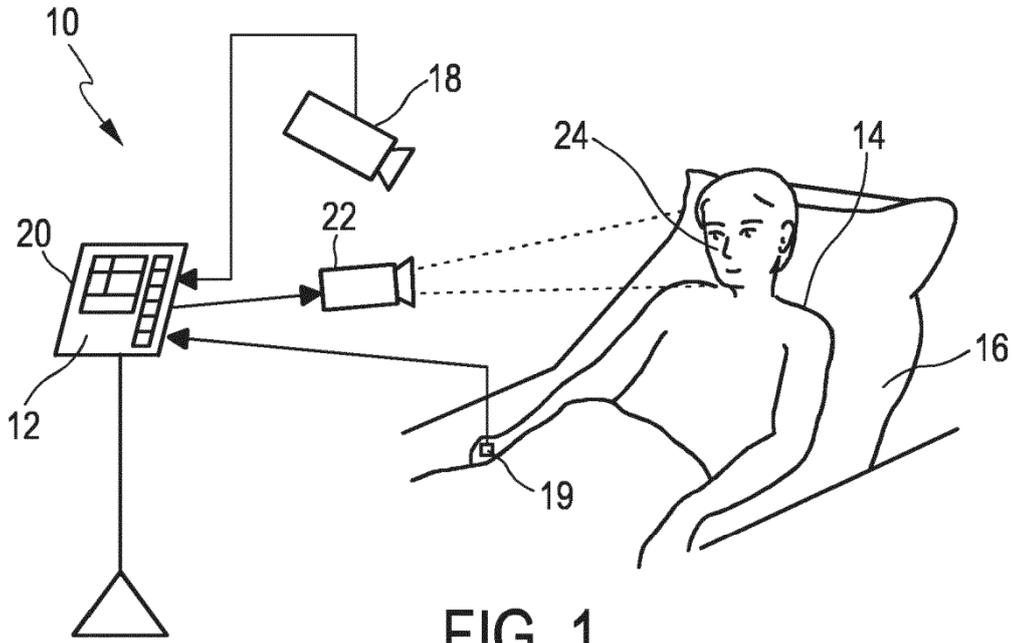
5 11. Sistema para la extracción de información fisiológica indicativa de al menos un signo vital de un sujeto a partir de radiación electromagnética detectada, transmitida a través de, o reflejada desde, un sujeto, comprendiendo dicho sistema:

10 - un detector (18, 19) para detectar radiación electromagnética transmitida a través de, o reflejada desde, una región de la piel de un sujeto, y para obtener datos de detección a partir de la radiación electromagnética detectada, en el que los datos de detección comprenden información, dependiente de la longitud de onda, de reflejo o transmisión, en al menos dos canales de señales, representativos de los respectivos fragmentos de longitud de onda, y  
- un dispositivo (12) según la reivindicación 1 para la extracción de información fisiológica a partir de dichos datos de detección.

15 12. Sistema según la reivindicación 11, en el que dicho detector comprende un sensor de pletismografía (19), configurado para ser montado sobre una parte de la piel del sujeto para la adquisición de señales de fotopletismografía, y/o una unidad de formación de imágenes (18) para la adquisición de una secuencia de tramas de imágenes del sujeto a lo largo del tiempo, a partir de la cual se puedan obtener señales de fotopletismografía.

20 13. Programa de ordenador que comprende medios de código de programa para hacer que un ordenador realice las etapas del procedimiento, según la reivindicación 10, cuando dicho programa de ordenador se ejecuta en el ordenador.

25



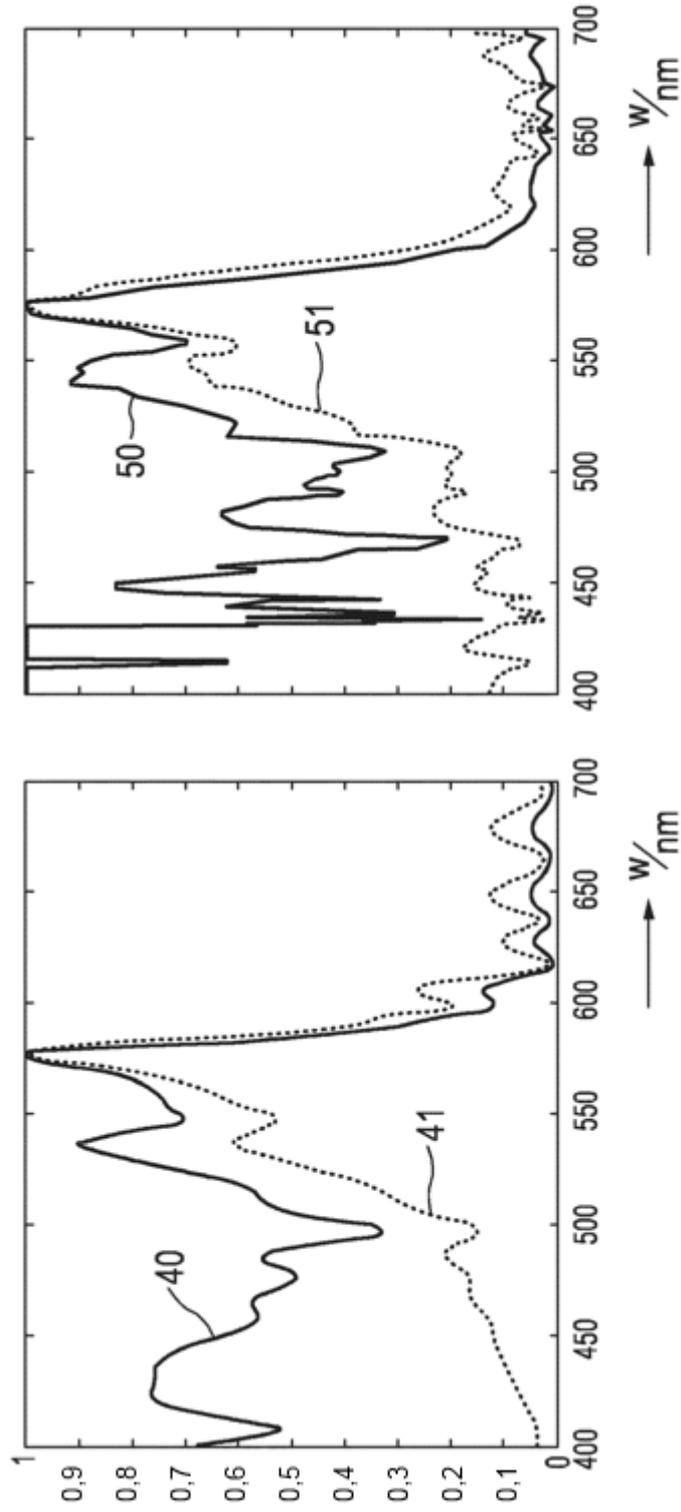


FIG. 3B

FIG. 3A

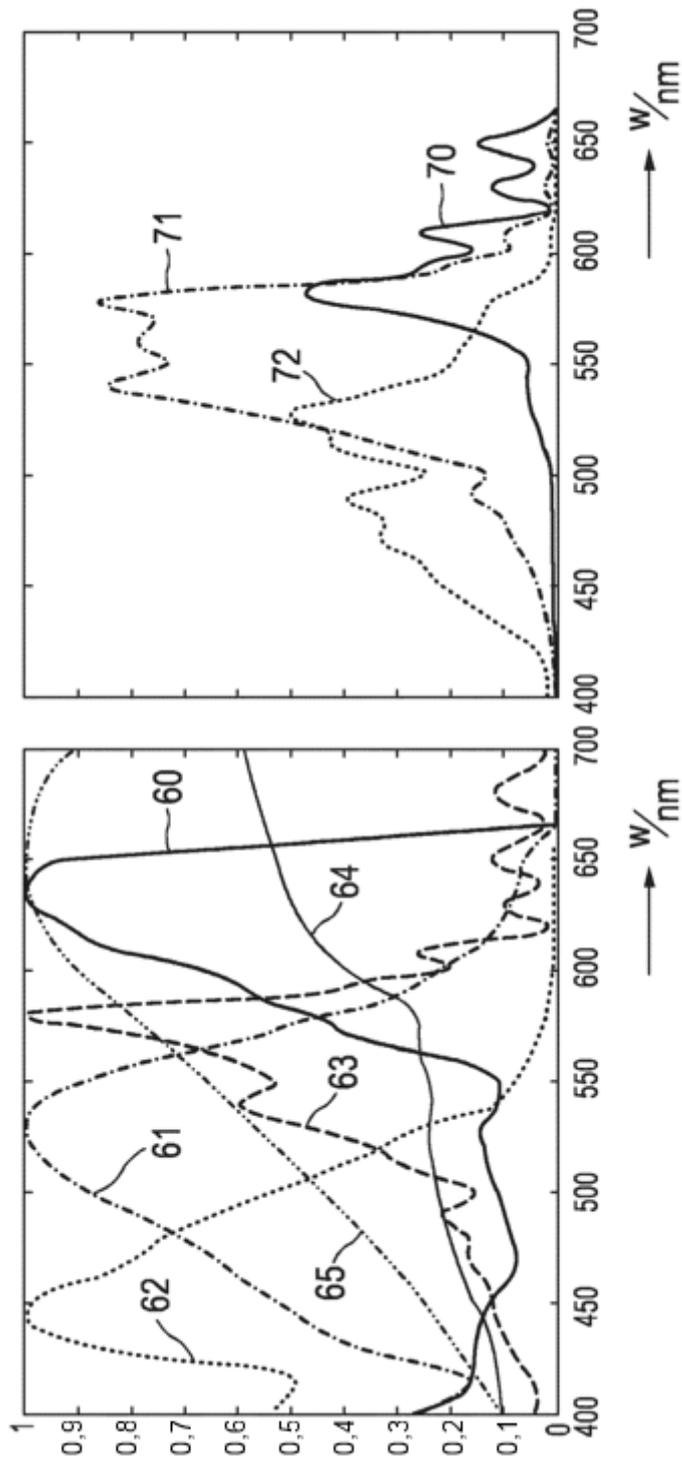


FIG. 4B

FIG. 4A

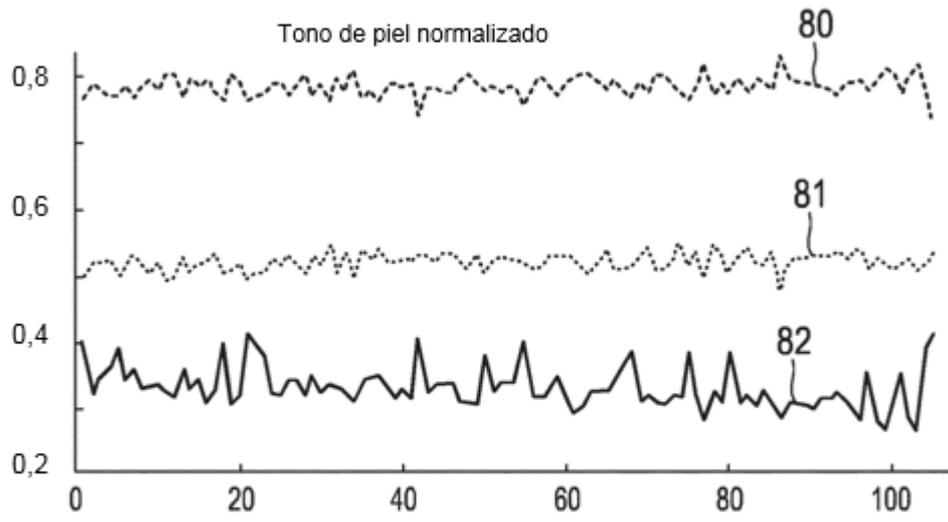


FIG. 5A

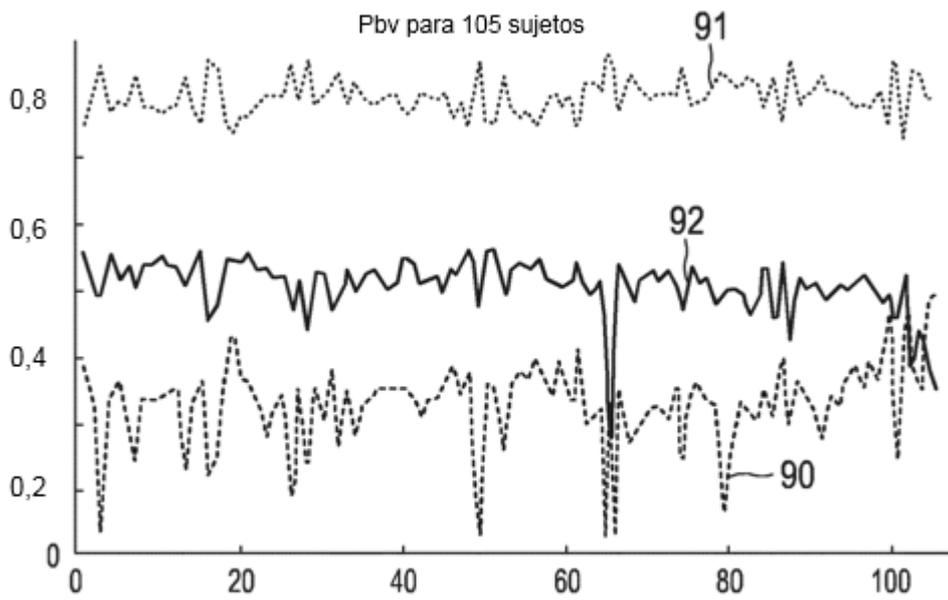


FIG. 5B