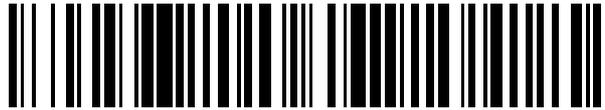


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 556 648**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/00**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.04.2007 E 07732398 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **21.10.2015 EP 2004038**

54 Título: **Fotopletismografía**

30 Prioridad:

**11.04.2006 GB 0607270**

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

**19.01.2016**

73 Titular/es:

**THE UNIVERSITY OF NOTTINGHAM (100.0%)  
UNIVERSITY PARK  
NOTTINGHAM NG7 2RD, GB**

72 Inventor/es:

**CROWE, JOHN;  
GRUBB, MARK;  
HAYES-GILL, BARRIE y  
MILES, NICOLAS**

74 Agente/Representante:

**ARIAS SANZ, Juan**

**ES 2 556 648 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**

Fotopletismografía

La presente invención se refiere a la fotopletismografía y, en particular, a un método y aparato para medir la frecuencia del pulso, la frecuencia respiratoria y los constituyentes sanguíneos en el cuerpo humano o animal.

5 El término pletismografía es una combinación de los términos griegos Plethysmos, que significa aumento, y graph, que significa escribir. Un pletismógrafo es un instrumento, método o aparato usado para medir las variaciones en el volumen sanguíneo en el cuerpo. La fotopletismografía (también denominada a continuación en el presente documento "PPG") se refiere al uso de luz para medir estos cambios de volumen y, por tanto, un fotopletismógrafo es un instrumento, método o aparato que usa luz para realizar estas mediciones.

10 Aunque se supone en general que el cuerpo humano o animal es opaco a la luz, la mayor parte de los tejidos blandos transmitirán y reflejarán radiación tanto visible y como del infrarrojo cercano. Por tanto, si se proyecta luz sobre una zona de la piel y se detecta la luz emergente tras su interacción con la piel, la sangre y otros tejidos, pueden observarse cambios variables con el tiempo de la intensidad de la luz que tienen una relación con el volumen sanguíneo, conocidos como pletismograma. Esta señal de intensidad de la luz variable con el tiempo  
 15 dependerá de varios factores incluyendo las propiedades ópticas de los tejidos y la sangre en el sitio de medición, y la longitud de onda de la fuente de luz. La señal resulta porque la sangre absorbe luz y la cantidad de luz absorbida y, por tanto, la intensidad de la luz restante detectada, varía en relación con el volumen de sangre iluminado. La variación en el pletismograma está provocada por la variación en el volumen sanguíneo que fluye en el tejido.

20 Esta técnica la introdujo Hertzman en 1937. Fue el primero en usar el término fotopletismografía y sugirió que el pletismograma resultante representaba cambios volumétricos de la sangre en los vasos de la piel.

El pletismograma se describe habitualmente con respecto a sus componentes de CA y CC. Se supone que la absorción de luz por sangre no pulsátil, hueso y tejido es constante y da lugar a la componente de CC. La componente de CC representa el volumen de sangre no pulsátil por debajo del sensor, más luz reflejada y dispersada fuera de la piel, hueso y otros tejidos. La componente de CA está provocada por la absorción de luz  
 25 variable con el tiempo provocada por cambios temporales del volumen sanguíneo por debajo del sensor.

Los cambios en el volumen sanguíneo pueden estar provocados por la regulación cardiovascular, la regulación de la tensión arterial, la termorregulación y la respiración. Por tanto, puede analizarse el pletismograma para determinar información sobre parámetros tales como la frecuencia del pulso, la frecuencia respiratoria, la tensión arterial, la perfusión, el volumen sistólico cardiaco y el volumen corriente respiratorio. Estos pueden observarse como cambios  
 30 periódicos y no periódicos en la amplitud de las componentes de CA y CC en el pletismograma. Esto se ha descrito con más detalle en Kamal *et al*: "Skin Photoplethysmography - a review", Computer Methods and Programs in Biomedicine, 28 (1989) 257-269). El pletismograma también puede analizarse para determinar los constituyentes sanguíneos. Una técnica de este tipo es la pulsioximetría, que determina la cantidad relativa de oxígeno en la sangre. También pueden medirse otros constituyentes sanguíneos usando la fotopletismografía.

35 Existen dos modos de fotopletismografía, el modo de transmisión y el modo de reflexión. En el modo de transmisión, la fuente de luz está en un lado del tejido y el fotodetector está colocado en el otro lado, opuesto a la fuente de luz. El uso del modo de transmisión se limita a zonas en las que el tejido es lo suficientemente fino como para permitir que se propague la luz, por ejemplo los dedos de las manos, los dedos de los pies y los lóbulos de las orejas de un sujeto humano.

40 En el modo de reflexión, la fuente de luz y el fotodetector están colocados uno al lado del otro. La luz que entra en el tejido se refleja y una proporción de esta se detecta en el fotodetector. Esta configuración de fuente-detector es más versátil y permite que se realicen mediciones en casi cualquier zona de tejido. Sin embargo, el uso del modo de reflectancia es mucho más difícil de diseñar que el de transmisión porque el nivel de señal es significativamente menor a las longitudes de onda más eficaces. Por tanto, debe prestarse una considerable atención a maximizar la  
 45 relación señal-ruido. Como resultado, los sensores de PPG más comunes usan el modo de transmisión y, por tanto, se restringen a posiciones en las que la luz puede atravesar el tejido.

Como se usa un fotodetector para medir la luz procedente de la fuente, el fotopletismógrafo también puede responder a señales interferentes de otras fuentes de luz, por ejemplo iluminación fluorescente y pantallas de ordenador. El sensor también debe responder a cambios de la luz que se propaga a través del tejido, es decir el  
 50 pletismograma. Estos cambios fisiológicos contienen componentes de frecuencia entre CC y 25 Hz. Sin embargo, se desea que el sensor no responda a ruido de luz ambiental. Por consiguiente, el fotopletismógrafo debe rechazar ruido de luz ambiental a la vez que detecta el pletismograma en el ancho de banda de interés.

Una segunda fuente de interferencia es otro aparato eléctrico. Otros dispositivos eléctricos pueden generar señales de radiofrecuencia que puede detectar un fotopletismógrafo. Se desea minimizar la sensibilidad del sistema a  
 55 fuentes interferentes de esta naturaleza.

Una tercera fuente de interferencia es el ruido eléctrico generado por el propio fotopletismógrafo. Tal ruido puede

generarse por componentes electrónicos, y puede incluir ruido térmico, ruido de centelleo, ruido de impacto, así como picos de ruido, por ejemplo, armónicos generados por códigos ausentes en un convertidor analógico-digital. También se desea minimizar la sensibilidad del sistema a la interferencia de estas fuentes.

5 Una técnica conocida para reducir el ruido generado por estas tres fuentes de interferencia es excitar la fuente de luz del sensor con una portadora modulada a una frecuencia que no está presente, o dominante, en la luz ambiental, señales eléctricas de radiofrecuencia o ruido del sistema de fotopletismógrafo. Esto puede realizarse modulando la fuente de luz del sensor con una onda cuadrada, pulsándose entre encendido y apagado. Las señales detectadas se filtran entonces con filtro pasabanda para atenuar la interferencia fuera del intervalo de frecuencia de interés. La posterior demodulación recuperará el pletismograma. En general, puede usarse cualquier señal periódica tal como  
10 una onda sinusoidal para modular la fuente de luz.

Aunque existe en la técnica anterior la fotopletismografía con luz modulada, existen todavía limitaciones críticas en cómo ha de aplicarse, especialmente en cuanto a circuitos de acondicionamiento de señales adecuados para atenuar o eliminar el ruido, y la demodulación. Por ejemplo, los documentos EP0335357, EP0314324, WO0144780 y WO9846125 dan a conocer fotopletismografía con luz modulada. Sin embargo, usan un método y aparato de demodulación que requiere que las fases de la portadora de modulación y demodulación se sincronicen. El error en la temporización de la sincronización añadirá ruido a la señal demodulada (ruido de fase o de fluctuación de temporización). La técnica anterior tampoco puede hacer un uso completo de las características del filtro pasabanda para eliminar la luz interferente ambiental, al basarse todavía en un canal independiente para medir la luz ambiental, y posteriormente restándola de la señal, lo que añade mayor complejidad y es posiblemente menos eficiente en la  
15 atenuación de la interferencia. Estas limitaciones reducen la inmunidad al ruido de banda ancha y banda estrecha de fuentes tales como iluminación fluorescente, pantallas de ordenador, luz solar, luz incandescente, interferencia de RF eléctrica, ruido térmico, ruido de centelleo y ruido de impacto.

Una limitación adicional en la técnica anterior es la elección de la longitud de onda para sensores de modo de reflectancia. Los sensores tanto del modo de reflexión como del modo de transmisión usan fuentes de luz en la parte roja y/o infrarroja del espectro, siendo típicas longitudes de onda de entre 600 nm y 1000 nm. Sin embargo, los sensores de reflectancia roja / infrarroja no funcionan bien porque la luz en longitudes de onda del rojo y el infrarrojo se absorbe escasamente por la sangre. Esto da como resultado una baja modulación de la señal reflejada y, por tanto, una pequeña componente de CA. Por tanto, las sondas de reflectancia roja / infrarroja proporcionan malos resultados en comparación con las sondas de transmitancia. Se ha mostrado en Weija Cui *et al*: "In vivo Reflectance of Blood and Tissue as a Function of Light Wavelength", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, volumen 37, n.º 6, junio de 1996), que puede registrarse una mayor amplitud de la componente de CA del pletismograma si un sensor de modo de reflectancia usa luz de longitudes de onda entre 500 nm y 600 nm (luz verde).  
25

Se describió un fotopletismógrafo de luz verde no modulado, continuo en el documento WO 9822018A1. Sin embargo, el objetivo de esta invención era la pulsioximetría de reflectancia, y la patente no explica las etapas necesarias para producir un fotopletismógrafo fiable adecuado para medir las componentes de CA y CC del pletismograma. Un sensor de luz verde de este tipo sería necesario para detectar de manera fiable la componente de CA, por ejemplo la frecuencia cardiaca, pero además la señal de respiración, que es extremadamente pequeña y que no se detectaba por este sistema.  
30

En Bente *et al*: "Integrated synchronous receiver channel for optical instrumentation applications" Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering, volumen 3100, 75-88, 1997), se describe un fotopletismógrafo de reflectancia de luz modulada que usa un multiplicador de conmutación para cambiar sistemáticamente la ganancia de la trayectoria de señal entre +1 y -1. Esto es el equivalente de mezclar la señal modulada con una onda cuadrada, para recuperar el pletismograma. Sin embargo, de manera similar a la otra técnica anterior descrita anteriormente, este método necesita que las señales de oscilador locales de demodulación y portadora de modulación estén en fase.  
35  
40  
45

El documento WO 99/40841 da a conocer el procesamiento de señales usando técnicas de modulación.

Es un objeto de la presente invención proporcionar un pletismógrafo mejorado.

Un dispositivo según la invención se define en la reivindicación 1. Un método según la invención se define en la reivindicación 13.

50 También se describe en el presente documento un dispositivo de fotopletismógrafo para uso sin contacto, que comprende:

una fuente de luz para iluminar un objeto objetivo a través de un primer filtro de polarización;

un modulador para excitar la fuente de luz de manera que la intensidad de salida varía en función de una señal de modulación a una frecuencia de modulación;

55 un detector para recibir luz desde el objeto objetivo a través de un segundo filtro de polarización que tiene un estado de polarización diferente que el primer filtro de polarización, estando el detector adaptado para generar una salida

- eléctrica en función de la intensidad de la luz recibida;
- un demodulador para recibir la salida del detector y producir una salida demodulada representativa de la señal de modulación y cualquier banda lateral de la misma; y
- 5 medios para generar, a partir de la salida demodulada, una señal indicativa del volumen sanguíneo en función del tiempo y/o la composición de la sangre.
- También se describe en el presente documento un método de generación de un fotopletismograma, que comprende las etapas de:
- iluminar un objeto objetivo con una fuente de luz a través de un primer filtro de polarización;
- 10 excitar la fuente de luz con un modulador de manera que la intensidad de salida varía en función de una señal de modulación a una frecuencia de modulación;
- recibir luz del objeto objetivo con un detector a través de un segundo filtro de polarización que tiene un estado de polarización diferente que el primer filtro de polarización, generando el detector una salida eléctrica en función de la intensidad de la luz recibida;
- 15 recibir la salida del detector con un demodulador y producir una salida demodulada representativa de la señal de modulación y cualquier banda lateral de la misma; y
- generar, a partir de la salida demodulada, una señal indicativa del volumen sanguíneo en función del tiempo y/o la composición de la sangre.
- También se describe en el presente documento un dispositivo de fotopletismógrafo para uso sin contacto, que comprende:
- 20 una fuente de luz para iluminar un objeto objetivo con radiación óptica de longitud de onda menor de 600 nm;
- un modulador para excitar la fuente de luz de manera que la intensidad de salida varía en función de una señal de modulación a una frecuencia de modulación;
- 25 un detector para recibir luz desde el objeto objetivo y adaptado para generar una salida eléctrica en función de la intensidad de la luz recibida, estando dispuestos la fuente de luz y el detector lateralmente adyacentes entre sí sobre un sustrato de manera que las superficies activas del mismo pueden dirigirse sustancialmente hacia el mismo punto sobre una superficie del cuerpo objetivo;
- un demodulador para recibir la salida del detector y producir una salida demodulada representativa de la señal de modulación y cualquier banda lateral de la misma; y
- 30 medios para generar, a partir de la salida demodulada, una señal indicativa del volumen sanguíneo en función del tiempo y/o la composición de la sangre.
- También se describe en el presente documento un método de generación de un fotopletismograma, que comprende las etapas de:
- iluminar un objeto objetivo con radiación óptica de longitud de onda menor de 600 nm desde una fuente de luz;
- 35 excitar la fuente de luz con un modulador de manera que la intensidad de salida varía en función de una señal de modulación a una frecuencia de modulación;
- recibir luz del objeto objetivo con un detector para generar una salida eléctrica en función de la intensidad de la luz recibida, estando dispuestos la fuente de luz y el detector lateralmente adyacentes entre sí sobre un sustrato de manera que las superficies activas del mismo pueden dirigirse sustancialmente hacia el mismo punto sobre una superficie del cuerpo objetivo;
- 40 recibir la salida del detector con un demodulador y producir una salida demodulada representativa de la señal de modulación y cualquier banda lateral de la misma; y
- generar, a partir de la salida demodulada, una señal indicativa del volumen sanguíneo en función del tiempo y/o la composición de la sangre.
- 45 Se describe de manera general en el presente documento un dispositivo de fotopletismógrafo con luz modulada. En realizaciones seleccionadas, combina características de luz modulada, filtrado con filtro pasabanda y demodulación IQ para proporcionar un pletismograma de tejido perfundido. Cuando se usa en modo de reflectancia, se usa luz en la parte azul y/o verde del espectro óptico que proporciona una mayor señal pulsátil y una relación señal-ruido mejorada.

- Realizaciones seleccionadas proporcionan una fiabilidad mejorada a través de la reducción de ruido cuando el dispositivo de fotopletismógrafo se usa en el modo de transmisión. Además, la elección de la luz en la parte azul / verde del espectro óptico (es decir, a longitudes de onda de entre 400 nm y 600 nm) proporciona una fiabilidad mejorada a través de la reducción de ruido y el aumento de la amplitud de la señal de componente de CA, cuando el dispositivo de fotopletismógrafo se usa en el modo de reflexión.
- 5
- Realizaciones seleccionadas pueden aplicarse a diferentes técnicas de fotopletismografía, incluyendo fotopletismografía de una sola longitud de onda, fotopletismografía de múltiples longitudes de onda, fotopletismografía con distribución de píxeles y fotopletismografía sin contacto.
- 10
- A continuación se describirán realizaciones de la presente invención a modo de ejemplo y con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:
- la figura 1 es un diagrama de bloques funcional de un dispositivo de fotopletismógrafo de una sola longitud de onda;
- la figura 2 es un diagrama de bloques funcional de un demodulador adecuado para su uso en el dispositivo de fotopletismógrafo de la figura 1;
- 15
- la figura 3 es un diagrama de bloques funcional de un dispositivo de fotopletismógrafo de múltiples longitudes de onda;
- la figura 4 es una vista en planta esquemática de un dispositivo de fotopletismógrafo con distribución de píxeles;
- la figura 5a es una vista lateral esquemática de un dispositivo de fotopletismógrafo sin contacto con filtros de polarización;
- 20
- la figura 5b es una vista en planta de un filtro de polarización para su uso con el dispositivo de fotopletismógrafo de modo de reflectancia de la figura 7;
- la figura 6 es un diagrama de bloques funcional de un dispositivo de fotopletismógrafo de una sola longitud de onda;
- la figura 7 es una vista en planta esquemática, vista lateral y vista desde un extremo de un dispositivo de fotopletismógrafo de modo de reflectancia;
- 25
- la figura 8 es un diagrama de circuitos de un amplificador de transimpedancia adecuado para su uso en los dispositivos de fotopletismógrafo descritos en el presente documento;
- la figura 9 es un diagrama de circuitos de un circuito de filtro pasabanda adecuado para su uso en los dispositivos de fotopletismógrafo descritos en el presente documento;
- la figura 10 es un diagrama de circuitos de un circuito de excitación de fuente de luz adecuado para su uso en los dispositivos de fotopletismógrafo descritos en el presente documento;
- 30
- la figura 11 es un diagrama de flujo de procedimiento que ilustra un algoritmo de demodulación adecuado para su uso en los dispositivos de fotopletismógrafo descritos en el presente documento;
- la figura 12 es un diagrama de bloques funcional de un lazo de control de brillo de fuente de luz adecuado para su uso en los dispositivos de fotopletismógrafo descritos en el presente documento;
- 35
- la figura 13a es un fotopletismograma que muestra una salida combinada de CA y CC de un dispositivo de fotopletismógrafo;
- la figura 13b es un fotopletismograma que muestra la componente de CA aumentada de la figura 13a;
- la figura 14a es un fotopletismograma que muestra señal pulsátil y de respiración combinadas;
- la figura 14b es un fotopletismograma que muestra la señal de respiración de la figura 14a sólo;
- la figura 15a es un fotopletismograma que muestra una señal de respiración únicamente;
- 40
- la figura 15b es una señal de respiración correspondiente tal como se mide mediante un termistor bucal;
- la figura 16 es un fotopletismograma registrado usando una fuente de luz verde de longitud de onda de 510 nm;
- la figura 17 es un fotopletismograma registrado usando una fuente de luz roja de longitud de onda de 644 nm;
- la figura 18 es un diagrama de bloques funcional de un demodulador alternativo adecuado para su uso en el dispositivo de fotopletismógrafo de la figura 1;
- 45
- la figura 19 es un diagrama de bloques funcional de un demodulador alternativo adecuado para su uso en el

dispositivo de fotopleletismógrafo de la figura 1;

la figura 20 es un diagrama de bloques funcional de un demodulador alternativo adecuado para su uso en el dispositivo de fotopleletismógrafo de la figura 1.

*Dispositivo de fotopleletismógrafo de una sola longitud de onda*

5 Con referencia a la figura 1, un dispositivo de fotopleletismógrafo 100 comprende un circuito de excitación 101 que está acoplado para activar una fuente de luz 102 con señal de excitación modulada de manera que la intensidad de salida de la fuente de luz varía en función de una señal de modulación que tiene una frecuencia de modulación ( $f_m$ ) y una amplitud de modulación ( $M1(t)$ ) específicas. La forma de onda que excita la fuente de luz es, por tanto, una portadora de modulación caracterizada por su frecuencia y amplitud.

10 La fuente de luz 102 está configurada para iluminar un objeto objetivo 103 tal como una zona de tejido del cuerpo humano o animal. La fuente de luz 102 comprende preferiblemente uno o más dispositivos emisores de luz cada uno de una longitud de onda o un intervalo de longitudes de onda dados.

15 Un fotodetector 104 está configurado para recibir luz del objeto objetivo 103 tras su interacción con el mismo. Dependiendo de la colocación relativa de la fuente de luz 102, el objeto objetivo 103 y el fotodetector 104, esta luz recibida puede ser una o más de luz que se ha transmitido a través del objeto objetivo, luz que se ha reflejado desde la superficie del objeto objetivo, y luz que se ha dispersado por y/o reflejado desde estructuras o fluidos dentro del objeto objetivo. El fotodetector generará una corriente eléctrica que es una función de, por ejemplo proporcional a, la cantidad de luz incidente en su zona activa.

20 Un detector 105 puede proporcionarse para convertir la corriente eléctrica desde el fotodetector 104 en una tensión que es proporcional a la corriente. El detector 105 puede incorporar un amplificador (no mostrado). La ganancia de ese amplificador puede reducirse gradualmente a una frecuencia mayor que la frecuencia de modulación. El detector 105 y el amplificador pueden minimizar, con un diseño cuidadoso, el ruido en la entrada a un filtro pasabanda 106 acoplado al mismo. En un sentido general, pueden proporcionarse las funciones del fotodetector 104 y el detector 105 mediante cualquier detector que pueda recibir luz del objeto objetivo y generar una salida eléctrica que es una  
25 función de la intensidad de la luz recibida.

El filtro pasabanda 106 puede proporcionarse para atenuar señales fuera de un ancho de banda de interés. El ancho de banda del filtro está centrado preferiblemente en la frecuencia de modulación  $f_m$  y es lo suficientemente ancho como para pasar la portadora de modulación y las bandas laterales provocadas por la modulación de la amplitud del  
30 pletismograma, pero lo suficientemente estrecho como para atenuar componentes de frecuencia de interferencia y ruido. Para reducir el ruido, el ancho de banda del filtro pasabanda 106 debe ser tan estrecho como sea posible. Sólo es necesario que sea lo suficientemente ancho como para pasar las bandas laterales superior e inferior del pletismograma, normalmente de, pero sin limitarse a, 50 Hz. El filtro pasabanda 106 puede incorporar un amplificador (no mostrado) para proporcionar una ganancia adicional. El filtro pasabanda 106 y el amplificador están diseñados preferiblemente para minimizar el ruido en la entrada de la siguiente etapa, concretamente un  
35 demodulador 107. Se apreciará que la provisión de un filtro pasabanda 106 no siempre es necesario pero, si se emplea, puede resultar un aumento de la relación señal-ruido (SNR, *señal-to-noise ratio*).

Una disposición preferida del demodulador 107 se muestra en más detalle en la figura 2. El demodulador 107 está adaptado para demodular la salida del filtro pasabanda 106 y, por tanto, recuperar un pletismograma a partir de la  
40 luz detectada recibida del objeto objetivo. El demodulador 107 preferido usa un método que es insensible a la diferencia de fase entre la portadora de modulación y una portadora de demodulación. En otras palabras, el demodulador es insensible a cualquier diferencia de fase entre la señal de modulación y un oscilador en el demodulador, tal como se explicará más adelante. Por tanto, resulta innecesario mantener una relación de fase predeterminada entre el proceso de modulación y demodulación.

El demodulador 107 puede comprender un multiplexador 210 para dividir la señal modulada  $M1(t)$  en dos canales.  
45 Un primer canal procesa una primera señal de entrada modulada  $M1(t)_a$  y un segundo canal procesa una segunda señal de entrada modulada  $M1(t)_b$ . La primera señal de entrada modulada  $M1(t)_a$  se proporciona como entrada a un primer multiplicador 201 junto con una salida de una primera señal 204 de oscilador local de demodulador (LO),  $D1(t)$ . La frecuencia de la señal de oscilador local 204 es de manera preferible sustancialmente igual a la frecuencia de la señal de modulación y, por tanto, igual a la frecuencia de la portadora de modulación de la señal de entrada  $M1(t)$ . El resultado de la multiplicación de  $M1(t)_a$  con la primera señal de LO 204 es una señal I ("en fase"). En el  
50 segundo canal, la segunda señal de entrada modulada se multiplica, usando un multiplicador 206, con una segunda señal de oscilador local de demodulador (LO) que también tiene una frecuencia de manera preferible sustancialmente igual a la frecuencia de la señal de modulación. Sin embargo, la segunda señal de LO de demodulador se desfasa por el desfasador 205 con respecto a la primera señal de LO de demodulador. La diferencia de fase entre el primer LO de demodulador y el segundo LO de demodulador es preferiblemente de 90 grados. El  
55 resultado de la multiplicación de  $M1(t)_b$  con la segunda señal de LO de demodulador es la señal Q ("fase en cuadratura"). Se entenderá que el oscilador local, aunque mostrado como que produce una salida de onda sinusoidal, podría producir otras formas de onda de la frecuencia requerida.

Las señales I y Q independientes se filtran preferiblemente con filtro de paso bajo por separado en elementos de filtro 202 y 207, respectivamente, para eliminar armónicos no deseados y productos del proceso de multiplicación. Opcionalmente, las señales resultantes pueden decimarse en decimadores 203 y 208, respectivamente, para reducir la tasa de muestreo. Los resultados de esto son las señales I' y Q'.

- 5 Las señales I' y Q' pueden demultiplexarse de vuelta a una señal en el mezclador 209 para proporcionar el pletismograma demodulado S1(t). El proceso de demultiplexación puede incluir un algoritmo o circuito que determina la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de las señales I' y Q'.

10 La disposición de demodulador de la figura 2 puede modificarse mientras que todavía se proporciona un demodulador que es insensible a cualquier diferencia de fase entre la señal de modulación y el oscilador en el demodulador. Las figuras 18 a 20 muestran disposiciones alternativas que proporcionan cada una dos canales en los que, en el primer canal, se mezcla la salida del detector con un oscilador local que tiene una primera relación de fase con la salida del detector y, en el segundo canal, se mezcla la salida del detector con un oscilador local que tiene una segunda relación de fase con la salida del detector. Como en la figura 2, las relaciones de fase primera y segunda están separadas preferiblemente 90 grados.

15 A partir de la inspección de las figuras, se observará que esto puede lograrse usando un oscilador local común 204, 1804, 1904, 2004 que alimenta los dos canales con un elemento de desfase relativo diferente 205, 1905a, 1905b, 2005 (figuras 2, 19 y 20) o usando un oscilador local común pero un elemento de retardo de fase 1805 (figura 18) previsto en uno o ambos canales para retardar una o ambas de las señales M1(t)a y M1(t)b y crear de ese modo un desfase relativo entre ellas. La figura 20 también ilustra que el filtrado llevado a cabo si no por los elementos 202, 207 (o 1802, 1807, 1902, 1907) puede llevarse a cabo alternativamente tras el mezclador 209, 1809, 1909, 2009 por un filtro 2002. De manera similar, también puede llevarse a cabo decimación tras el mezclador 209, 1809, 1909, 2009.

20 Puede proporcionarse un medio de detección y atenuación de ruido de banda estrecha relacionado con armónicos. Este medio puede ser adaptativo de modo que pueden detectarse cambios en características de interferencia y filtrarse (u otros medios de rechazo) adaptado para mantener la relación señal-ruido.

25 Puede proporcionarse un medio de control de lazo cerrado para mantener la fuente de luz 102 a un brillo suficiente para detectar el pletismograma. Un diagrama de bloques funcional de este lazo de control 1200 se muestra en la figura 12. A los elementos similares a los mostrados en la figura 1 se les proporcionan números de referencia correspondientes. La amplitud de la portadora de modulación detectada, filtrada con filtro pasabanda D-BPF-M1(t) puede medirse y procesarse por un circuito de acondicionamiento de señales 1201 en la trayectoria de realimentación, luego compararse con un valor o intervalo de valores de referencia en el comparador 1202. Entonces puede generarse una señal de error y procesarse por un circuito de acondicionamiento de señales o algoritmo 1203 en la trayectoria de avance. Usando esta técnica, la amplitud de la forma de onda generada por el circuito de excitación puede ajustarse para garantizar que la amplitud de la portadora detectada se encuentra dentro del intervalo dado, o cerca de la referencia. Esto garantizará, por ejemplo, que si se recibe demasiada luz del objeto objetivo, el detector no se satura, o si se recibe demasiada poca luz del objeto objetivo 103, el pletismograma no queda sin detectar. Por tanto, en un aspecto general, el lazo de control de realimentación 1200 proporciona un ejemplo de un medio para mantener la intensidad de salida de la fuente de luz 102 en función de la salida del detector y a un nivel adecuado para mantener la detección de un pletismograma a partir de la salida demodulada S1(t).

#### *Fotopletismografía de múltiples longitudes de onda*

30 La figura 3 ilustra un dispositivo de fotopletismógrafo 300 que incluye dos o más fuentes de luz 302, 304 para emitir luz a dos o más longitudes de onda diferentes hacia el objeto objetivo (por ejemplo, un tejido sometido a prueba). Un detector óptico 306 está adaptado para detectar la luz recibida del objeto objetivo, por ejemplo transmitida a través del objeto objetivo cuando el dispositivo de fotopletismógrafo está en el modo de transmisión o reflejada desde el objeto objetivo cuando se usa el dispositivo de fotopletismógrafo en el modo de reflexión. Están previstos circuitos de excitación 301, 303 respectivamente para activar las fuentes de luz 302, 304 cada una con una señal de excitación modulada que tiene una modulación a una frecuencia y amplitud seleccionadas M1(t) y M2(t). Sólo se ilustran dos elementos de excitación y fuentes de luz pero se entenderá que generalmente puede usarse una pluralidad de elementos de excitación y fuentes de luz. Cada fuente de luz puede consistir en uno o más emisores ópticos que emiten luz a una sola longitud de onda o intervalo de longitudes de onda dados. La forma de onda de cada fuente de luz puede tener una frecuencia diferente de la usada para activar las otras fuentes de luz. Esta forma de onda es la portadora de modulación y se caracteriza por su frecuencia y amplitud. Cada fuente de luz puede tener opcionalmente un circuito de excitación asociado independiente. Cada fuente de luz puede tener

35

40

45

50

55

opcionalmente una longitud de onda diferente.

Se proporciona un fotodetector 306 para detectar luz tras su interacción con el objeto objetivo 305 (por ejemplo, tejido de un cuerpo humano o animal). El fotodetector 306 generará una corriente proporcional a la cantidad de luz incidente en su zona activa.

Puede proporcionarse un detector 307 para convertir la corriente del fotodetector 306 en una tensión que es proporcional a la corriente. El detector 307 puede incorporar un amplificador (no mostrado). La ganancia de ese amplificador puede reducirse gradualmente a una frecuencia mayor que la mayor frecuencia de modulación. El detector y el amplificador pueden minimizar, con un diseño cuidadoso, el ruido en la entrada a un filtro pasabanda 308 y, por tanto, maximizar la relación señal-ruido.

El filtro pasabanda 308 puede proporcionarse para atenuar señales fuera de un ancho de banda de interés. El ancho de banda del filtro se elige preferiblemente de modo que la reducción gradual inferior del filtro esté por debajo de la menor frecuencia de la portadora de modulación y la reducción gradual superior del filtro esté por encima de la mayor frecuencia de la portadora de modulación. El ancho de banda entre la mayor y la menor frecuencia de la portadora de modulación y la reducción gradual del filtro deben ser lo suficientemente anchas como para pasar la portadora de modulación y las bandas laterales provocadas por la modulación de la amplitud del pletismograma, pero lo suficientemente estrechas como para atenuar componentes de frecuencia de interferencia y ruido. Para reducir el ruido, el ancho de banda del filtro debe ser tan estrecho como sea posible. Sólo es necesario que tenga un intervalo suficiente como para pasar la banda lateral superior de la mayor portadora de modulación y la banda lateral inferior de la menor portadora de modulación. Normalmente, es adecuado de 25 Hz por encima de la mayor frecuencia de la portadora de modulación a 25 Hz por debajo de la menor frecuencia de la portadora de modulación. El filtro pasabanda puede incorporar un amplificador (no mostrado), que proporcionaría una ganancia adicional. El filtro pasabanda y el amplificador pueden estar diseñados para minimizar el ruido en la entrada de la siguiente etapa. Pueden incluirse filtros que proporcionan una respuesta de frecuencia con una atenuación grande o nula en múltiplos de una frecuencia fundamental, por ejemplo un filtro de peine o de promedio móvil. Estos filtros pueden estar diseñados para atenuar la frecuencia fundamental y los armónicos de una fuente interferente.

Se proporcionan múltiples demoduladores 309 y 310 para la demodulación de la salida del filtro pasabanda para recuperar el pletismograma en cada frecuencia de la portadora de modulación o en cada longitud de onda de luz. Preferiblemente, los demoduladores usan un método de demodulación que es insensible a la diferencia de fase entre cada portadora de modulación y oscilador local de demodulación, tal como lo que se describe en relación con la figura 2. Por tanto, tal como se estableció previamente, resulta innecesario mantener una relación de fase predeterminada entre el proceso de modulación y demodulación.

En este caso, cada demodulador tendrá un oscilador local  $D1(t)$  y  $D2(t)$  que tienen preferiblemente la misma frecuencia que la portadora de modulación  $M1(t)$  y  $M2(t)$  correspondiente, respectivamente.

La salida de este dispositivo de fotopletismógrafo de múltiples longitudes de onda son múltiples pletismogramas  $S1(t)$  y  $S2(t)$ . Cada uno es el pletismograma para una longitud de onda de luz dada usada para someter a prueba el tejido. Se entenderá que aunque el fotopletismógrafo de longitud de onda múltiple se ha descrito con un ejemplo de dos longitudes de onda, una longitud de onda proporcionada por la fuente de luz 302 y la segunda longitud de onda proporcionada por la fuente de luz 303, la invención puede modificarse para usar más de dos longitudes de onda añadiendo elementos de excitación, fuentes de luz y demoduladores adicionales. Estas múltiples longitudes de onda moduladas no sólo permiten la selección de longitudes de onda ópticas para una SNR óptima para la detección de la frecuencia del pulso y respiratoria sino que también permiten que se lleven a cabo mediciones proporcionales para determinar los constituyentes sanguíneos. Por tanto, en un aspecto general, el dispositivo de fotopletismógrafo puede proporcionar un medio para seleccionar automáticamente una de las salidas demoduladas  $S1(t)$ ,  $S2(t)$  que proporciona la mejor SNR para los datos que van a extraerse del pletismograma.

Tal como se describió anteriormente en relación con la figura 12, el control de lazo cerrado también puede usarse para mantener cada fuente de luz a un brillo dado.

#### *Fotopletismografía con distribución de píxeles*

Una combinación de fotodetector, detector, filtro pasabanda y demodulador puede usarse para formar un píxel de un aparato de obtención de imágenes de fotopletismógrafo de múltiples píxeles. Una distribución de este tipo puede producirse como un microchip, realizándose el procesamiento de señales analógicas o digitales y de píxeles en el chip.

La figura 4 muestra una vista en planta esquemática de un pequeño (4 x 4) dispositivo de fotopletismógrafo con distribución de píxeles 400, que comprende dieciséis píxeles 401. Se entenderá que la distribución puede ser considerablemente mayor que esta si se requiere.

Cada píxel 401 comprende preferiblemente un fotodetector, circuito de detector, filtro pasabanda y demodulador. Un aparato de este tipo proporciona dieciséis pletismogramas simultáneos (paralelos), detectados mediante luz procedente de tejido que ilumina cada píxel en la distribución. La distribución no tiene que ser cuadrada. Por ejemplo, la distribución podría comprender 4 x 16 píxeles, o 1 x 256 píxeles, etc. Cada píxel puede responder a la luz procedente de una fuente de luz común modulada con una frecuencia de modulación común. Alternativamente, cada píxel podría responder a una fuente de luz excitada independientemente respectiva, de modo que podrían usarse diferentes frecuencias de modulación para cada píxel. Alternativamente, cada píxel podría corresponder a una fuente de luz respectiva, excitándose todas las fuentes de luz usando una señal de modulación común.

Una distribución de detectores abre toda una nueva dimensión del procesamiento de señales usando varios canales paralelos del procesamiento mencionado anteriormente. La distribución de píxeles permite la producción de un mapa espacial de parámetros sanguíneos (por ejemplo, la frecuencia del pulso, la frecuencia respiratoria y los constituyentes sanguíneos) del objeto objetivo. Múltiples canales pueden procesarse en paralelo permitiendo de ese modo que se emplee un esquema de arbitraje para seleccionar la SNR óptima. Además, los múltiples canales pueden procesarse mediante análisis de componentes independientes, análisis de componentes principales o separación ciega de fuentes, por ejemplo, para extraer la señal fundamental cuando está incluida dentro de ruido y otras señales interferentes. De ese modo, es posible producir mediciones robustas de frecuencia del pulso y respiratoria y mediciones espaciales de constituyentes sanguíneos cuando se usa más de una longitud de onda. También puede usarse análisis de componentes independientes, etc. para reducir artefactos de movimiento. El artefacto de movimiento es a menudo un grave problema para los sistemas de fotopleletismógrafo: el problema y otros métodos de reducción se han descrito por Smith y Hayes (Matthew J. Hayes y Peter R. Smith, "Artifact reduction in photoplethysmography". Applied Optics, vol. 37, n.º 31, noviembre de 1998).

Puede implementarse un medio de procesamiento de señales implementado en y fuera de chip en un dominio analógico o digital que analiza el pletismograma de cada píxel para extraer la frecuencia respiratoria, la frecuencia del pulso, los constituyentes sanguíneos, etc. En general, puede realizarse tanto procesamiento previo como procesamiento posterior para cada píxel permitiendo de ese modo que se usen algoritmos de procesamiento de señales espaciales, de campo completo.

#### *Fotopleletismografía sin contacto*

Los dispositivos de fotopleletismógrafo de una sola longitud de onda, los dispositivos de fotopleletismógrafo de múltiples longitudes de onda y los dispositivos de fotopleletismógrafo con distribución de píxeles descritos anteriormente pueden usarse cada uno en un modo de reflexión sin contacto.

En la fotopleletismografía, el fotodetector 104 está en contacto con el objeto objetivo, por ejemplo la superficie del tejido. Una gran proporción de la luz procedente de la fuente 102 se refleja desde la superficie del tejido, pero dado que el fotodetector 104 está en contacto con el tejido, no se detecta esta superficie reflejada luz. Una pequeña proporción de luz penetra e interacciona con el tejido, y luego emerge de manera incidente al fotodetector, donde se detecta, se amplifica y se procesa, lo que da lugar a la señal de pletismograma.

En la fotopleletismografía sin contacto, el fotodetector 104 no está en contacto con el tejido. Esto da como resultado la detección de la mayor proporción de luz reflejada en la superficie del tejido así como la luz que ha penetrado en el tejido. La señal detectada comprende ahora una desviación de CC mucho mayor provocada por la luz reflejada, que se superpone con una señal de pletismograma mucho más pequeña. La luz reflejada desde la superficie del tejido no ha interactuado con la sangre y, por tanto, no contiene información útil para el pletismograma.

Se apreciará que la desviación de CC provocada por las reflexiones en la superficie del tejido reducirá el intervalo dinámico del fotopleletismógrafo. Por tanto, resulta beneficioso filtrar la luz reflejada cuando se usa un fotopleletismógrafo sin contacto. Esto puede realizarse usando un filtro de polarización.

Un filtro de polarización polariza selectivamente o filtra luz polarizada a lo largo de un eje dado. Esta polaridad se retiene cuando se refleja luz pero se pierde cuando se dispersa luz. Si la luz incidente sobre el tejido está polarizada, la luz reflejada en la superficie retiene esta polaridad y puede atenuarse mediante un filtro orientado con su polaridad a 90 grados con respecto a la de la luz incidente. Sin embargo, la luz que penetra en el tejido y se dispersa por la sangre y otros medios pierde su polaridad y, por tanto, pasa a través del filtro de polarización horizontal, y se detecta por el fotodetector.

Con referencia a la figura 5, un primer filtro de polarización 504 polariza luz procedente de una fuente de luz modulada 501 a lo largo de un eje de polarización P1 dado. La luz polarizada se dirige hacia el objeto objetivo 503, desde el que una proporción de la luz se refleja desde la superficie y se dispersa desde dentro del objeto objetivo.

Un segundo filtro de polarización 505 está dispuesto delante del detector 502 que recibe la luz del objeto objetivo. El segundo filtro de polarización tiene un eje de polarización P2 y atenúa la luz polarizada incidente en el fotodetector. La atenuación presenta su mayor magnitud cuando el eje de polarización P2 del segundo filtro de polarización 505 está a 90 grados (ortogonal) con respecto al eje de la luz polarizada. Por tanto, los filtros de polarización primero y segundo 504, 505 están dispuestos preferiblemente de modo que sus ejes de polarización P1, P2 respectivos sean ortogonales entre sí. De esta manera, la luz reflejada desde la superficie que retiene su polarización se atenúa sustancial o completamente, mientras que la luz que se ha dispersado desde medios dentro del objeto objetivo y ha perdido su estado de polarización tiene una atenuación significativamente reducida.

Los dispositivos descritos anteriormente pueden proporcionar una atenuación significativa de la interferencia de banda estrecha que resulta de fuentes de luz ambiental (tales como las producidas por lámparas fluorescentes, pantallas de ordenador y bombillas de luz incandescente), interferencia electromagnética y picos de ruido intrínsecos del aparato y método de pletismografía, por ejemplo armónicos generados en convertidores analógico-digital. Las frecuencias de modulación y demodulación pueden seleccionarse para evitar armónicos de estas interferencias y, junto con filtrado, para atenuar ruido de banda ancha intrínseco del dispositivo, incluyendo ruido blanco, ruido de

centelleo y ruido de impacto.

5 En la disposición de la figura 2, no es necesario conocer o mantener la relación de fase entre la portadora de modulación y el oscilador local de demodulación, porque el proceso de demodulación es insensible a la diferencia de fase entre los dos. Por tanto, no es necesario calibrar o considerar ningún retardo de fase constante en la señal detectada provocada por el conjunto de circuitos de acondicionamiento de señales o la propagación de luz en el tejido.

10 También se apreciará que las características técnicas pueden incorporarse en diversas formas. Por ejemplo, el circuito de excitación, la fuente de luz, el fotodetector, el detector, el filtro pasabanda y el proceso de demodulación pueden implementarse, cuando sea apropiado, como un algoritmo de procesamiento de señales digitales, circuito integrado analógico personalizado, componentes electrónicas analógicas discretas o como una combinación de funciones de procesamiento de señales analógicas y digitales.

Una modificación adicional sería muestrear la salida del circuito de detector e implementar filtro pasabanda, demodulador y procesamiento de señales en un procesador o microprocesador de señales digitales como parte de un algoritmo de procesamiento de señales.

15 Una modificación adicional sería implementar el fotodetector, detector, filtro pasabanda, demodulador y procesador de señales en un microchip como diseño de señales mixtas VLSI.

#### *Gestión de ruido y variantes*

20 Una combinación de algunas o todas de cada una de estas características puede utilizarse para producir el sistema deseado de manera que la señal puede separarse del ruido. Sin embargo, debe realizarse un diseño cuidadoso en el suministro de la fuente de luz y la recogida de la señal de luz recibida. Por ejemplo, la magnitud de la corriente del fotopletismograma detectada en la fotocorriente total es bastante pequeña y, por tanto, un extremo delantero mal diseñado puede dar como resultado una señal distorsionada o sumergida entre el ruido. El suministro de una tensión pulsada a la fuente de luz debe realizarse mediante cableado que está protegido y no discurre junto a las conexiones de fotodiodo de recepción. Si se produce esto, entonces puede inducirse una corriente de desplazamiento en el fotodetector igual a  $I = CdV/dt$ .

Dependiendo de la magnitud de la potencia de la fuente de luz, el tamaño del detector y la tasa de cambio de tensión establecerán el valor máximo de la capacitancia de acoplamiento permitida. Es una buena práctica de diseño garantizar que la corriente de desplazamiento inducida se limita a no más de normalmente el 1% de la corriente detectada.

30 Otros criterios de diseño pueden ser los siguientes:

a) La corriente de polarización de entrada debe ser menor de  $\sim$  el 1% del nivel de luz de CC detectado.

b) El ruido de tensión y corriente debe ser menor que el ruido de impacto establecido por el nivel de luz de CC detectado.

35 c) La elección de un amplificador de transimpedancia debe realizarse de manera que su  $1/f$  frecuencia de esquina sea menor que la frecuencia de la portadora de modulación.

d) Los tiempos de subida y caída de la portadora pueden variarse para reducir el acoplamiento.

40 e) Puede observarse una buena práctica de diseño de PCB para evitar el acoplamiento de señales de componentes de ruido de alta potencia en un extremo delantero de sensor sensible, particularmente un amplificador de transimpedancia. Pueden usarse PCB multicapa para mantener las fuentes de alimentación y los retornos por tierra lo más cortos posibles y, por tanto, minimizar el rebote de tierra y otras formas de acoplamiento de ruido. Puede usarse un diseño de PCB multicapa para una sonda de reflectancia para reducir el acoplamiento de corrientes de desplazamiento desde el impulso de tensión de la fuente de luz hasta la conexión de fotodiodo de recepción.

45 A continuación sigue una configuración a modo ejemplo. Sin embargo, debe indicarse que esta no es la única configuración ya que combinaciones de algunas o todas de estas características pueden conducir a un diseño beneficioso.

#### **Ejemplo**

50 La figura 6 es un diagrama de bloques funcional que ilustra la arquitectura de un dispositivo de pletismografía 600 preferido que incluye un circuito de excitación 601 para excitar una fuente de luz 602 con una señal de portadora modulada de manera que la intensidad de salida varía en función de la señal de modulación a una frecuencia de modulación. La fuente de luz ilumina un objeto objetivo 603 y se recibe la luz devuelta desde el objeto objetivo por el fotodetector 604 para generar una señal eléctrica en función de la intensidad de la luz recibida. El detector 605 convierte la salida de corriente eléctrica del fotodetector 604 en una señal de tensión. Esto se filtra mediante el filtro pasabanda 606 y se convierte en una señal digital en un convertidor analógico-digital 607. Un demodulador 608 (que

puede ser del tipo descrito en relación con la figura 2) tiene una señal de oscilador local  $D1(t)$  que es de manera preferible sustancialmente la misma frecuencia que la señal de modulación  $M1(t)$  del circuito de excitación 601. Un filtro de promedio de bloques 609 se usa para producir un pletismograma de salida  $S1(t)$ .

La figura 7 ilustra una sonda de reflectancia 700 que proporciona la fuente de luz y los fotodetectores para el aparato de la figura 6. La sonda de reflectancia 700 comprende cuatro dispositivos emisores de luz 702 para emitir señales de luz modulada de una sola longitud de onda, para iluminar el tejido sometido a prueba. Un fotodiodo 704, que podría ser una distribución de detectores, tiene una zona activa 703 dada que se usa para detectar la luz reflejada devuelta desde el tejido sometido a prueba. Un elemento de filtro de polarización 510 adecuado que incorpora elementos de filtro de polarización cruzados primero y segundo 511 y 512 se muestra en la figura 5b. Cuando se usa la sonda en el modo sin contacto, este elemento 510 está colocado sobre la parte superior de dispositivos emisores de luz 702 y el fotodiodo 704. En un aspecto general, esta disposición proporciona superficies activas de una fuente de luz y el detector dirigidas sustancialmente hacia el mismo punto sobre una superficie de un cuerpo objetivo.

Los dispositivos emisores de luz son preferiblemente diodos emisores de luz (LED) con una respuesta espectral máxima entre 400 nm y 600 nm. Generalmente, la longitud de onda se selecciona basándose en las características ópticas del tejido en investigación. Este dispositivo de fotopletismógrafo 700 a modo de ejemplo es particularmente adecuado para la medición de la frecuencia cardiaca y la frecuencia respiratoria en seres humanos, por tanto las longitudes de onda se seleccionan basándose en las propiedades ópticas de tejido y sangre humanos que presentan características de absorción intensa entre 400 nm y 600 nm. Se llevaron a cabo estudios principalmente en el espectro de absorción entre 500 nm y 600 nm. Sin embargo, también existe un espectro de absorción intensa a 440 nm y un dispositivo que funciona aproximadamente a esta longitud de onda también produciría resultados favorables. Más específicamente, existen tres versiones de la sonda de reflectancia: una con LED que tienen una respuesta espectral máxima de 512 nm; otra con LED que tienen una respuesta espectral máxima de 562 nm; otra con LED que tienen una respuesta espectral máxima de 574 nm. Estas son las longitudes de onda preferidas porque están disponibles comercialmente y son económicas, sin embargo pueden usarse otras si lo permiten su suministro y economía. El intervalo de longitudes de onda entre 500 nm y 600 nm se prefiere particularmente puesto que, aunque la señal puede mejorar por debajo de 500 nm, la profundidad de penetración de la luz disminuye lo que puede dar como resultado, en algunas circunstancias, que insuficiente luz alcance la sangre pulsátil en las arteriolas de la piel.

Los LED y el fotodiodo se montan unos al lado de otros en una placa de circuito impreso (PCB) de cuatro capas. El uso del diseño de PCB multicapa y cables de señal y potencia apantallados mejora la inmunidad frente a la captación de ruido y diafonía eléctrica. La altura del paquete de fotodiodo es preferiblemente mayor que la de los LED para reducir el acoplamiento directo de luz sobre la zona activa (diafonía óptica). La separación lateral entre los LED 702 y la zona activa de fotodiodo 703 aumenta la longitud de la trayectoria que debe atravesar la luz a través del tejido, lo que mejora la señal.

La fuente de luz se excita a una frecuencia y amplitud dadas por una portadora de modulación desde el circuito de excitación 601. El circuito de excitación 601 es un convertidor digital-analógico implementado usando un amplificador de suma de corriente tal como se muestra en la figura 10. Se genera una señal de entrada de DAC de 8 bits por un microcontrolador y presenta 255 niveles de amplitud discretos a través de resistencias 1001. Se determina la frecuencia de la portadora mediante la tasa a la que se cronometra la señal de entrada. La señal de salida  $M(t)$  es una onda cuadrada de una frecuencia de la portadora dada con una amplitud que puede variarse entre 0 voltios y el intervalo de salida de escala completa del amplificador operacional 1002. La ganancia de tensión de lazo cerrado del amplificador operacional 1002 se fija invirtiendo la fracción de realimentación de las resistencias 1003 y 1004. Esto puede ajustarse de modo que una entrada digital de 255 proporciona una salida analógica de escala completa.

La luz incidente en el fotodiodo 604 puede hacerse pasar a través de un filtro óptico de luz visible que atenúa longitudes de onda por encima de 600 nm. El filtro puede incorporarse en el fotodiodo y colocarse delante de su zona activa. La respuesta espectral máxima del fotodiodo es preferiblemente de entre 500 nm y 600 nm. Más específicamente, la respuesta espectral máxima del fotodiodo puede ser de 580 nm. El filtro de luz puede reducir progresivamente la respuesta del fotodiodo por encima de 600 nm, lo que sirve para atenuar la interferencia de luz por encima de esta longitud de onda.

La luz incidente sobre el fotodiodo 604 genera una corriente analógica. La corriente del fotodiodo está acoplada al convertidor corriente-tensión 605, que puede ser un amplificador de transimpedancia 800 tal como se ilustra en la figura 8. El amplificador de transimpedancia 800 está diseñado preferiblemente de modo que su ganancia se reduce gradualmente por encima de la frecuencia de modulación. Esta respuesta de filtro de paso bajo reduce el ruido y el escalonamiento. El amplificador 800 está diseñado de modo que un condensador de realimentación 801 está lo más próximo posible al valor de la capacitancia de unión de fotodiodo que reduce la ganancia de ruido de tensión. Esto debe equilibrarse frente al requisito de reducción gradual de la transimpedancia y la estabilidad del amplificador que se controla por el condensador de realimentación 801 y la resistencia 802.

El filtro pasabanda 606 es preferiblemente un tipo Sallen-Key activo con una respuesta de frecuencia RC aunque se apreciará que podrían usarse respuestas de tipo Chebychev, Butterworth y otras. Un filtro 900 a modo de ejemplo se

muestra en más detalle en la figura 9. Aunque el filtro 900 está diseñado usando un amplificador operacional 906, se apreciará que puede producirse una respuesta de frecuencia de filtro pasabanda mediante otros métodos. El filtro 900 está diseñado para tener una frecuencia central lo más próxima posible a la frecuencia de modulación que, en este ejemplo, es de 570 Hz, y se seleccionan componentes de baja tolerancia para ayudar a lograr esto. La red de realimentación de entrada de inversión 907 y 908 del amplificador operacional fija el ancho de banda y la ganancia del filtro. Esto está diseñado preferiblemente para proporcionar un ancho de banda tan estrecho como sea posible mientras que no se hace que la frecuencia central del filtro sea demasiado sensible a la tolerancia de los componentes 901, 902, 903, 904 y 905. La reducción gradual de paso alto del filtro atenúa ruido por debajo de la frecuencia de modulación y la reducción gradual de paso bajo atenúa ruido por encima de la frecuencia de modulación, lo que también proporciona filtrado antiescalonamiento. Se apreciará que aunque la respuesta del filtro pasabanda se implementa en este ejemplo como un solo filtro pasabanda, también podría implementarse con filtros de paso alto o bajo independientes de etapas únicas o múltiples.

La salida del filtro pasabanda es una tensión analógica que representa el pletismograma modulado por la portadora. Como el pletismograma modulado por la portadora detectado se ha filtrado con filtro pasabanda y por tanto su contenido de alta y baja frecuencia se ha atenuado, la señal de salida del filtro es una onda sinusoidal con una frecuencia igual a la de la frecuencia fundamental de las portadoras de modulación.

El pletismograma se recupera mediante demodulación de la señal de pletismograma modulado por la portadora filtrado con filtro pasabanda. La demodulación y posterior acondicionamiento de señales pueden realizarse usando procesamiento de señales digitales. Sin embargo, todo este procesamiento puede llevarse a cabo en el dominio analógico usando circuitos tales como una célula I y un mezclador Q de Gilbert y un filtro de paso bajo para cada canal formando un bloqueo de dos canales. Por tanto un convertidor analógico-digital 607 sigue al filtro pasabanda y se usa para muestrear la tensión analógica en la salida del filtro 606. Debe indicarse que el filtro es preferiblemente la última etapa antes del convertidor analógico-digital 607. Esto garantiza que el convertidor 607 se presenta con ruido filtrado con filtro pasabanda y sin ruido blanco de banda ancha y ruido de centelleo que estarían presentes en la salida de cualquier etapa de circuito activa sin una respuesta de frecuencia limitada. Los expertos en la técnica entenderán que esto reducirá el nivel de ruido que aparece en la salida del demodulador 608.

Para la conversión analógica-digital y la posterior demodulación, la tasa de muestreo debe ser preferiblemente al menos cuatro veces un número entero múltiplo de la frecuencia de modulación. Por ejemplo, la tasa de muestreo debe ser 4, 8, 12, 16, etcétera, veces la frecuencia de modulación. En una disposición preferida, la frecuencia de modulación es de 570 Hz y la frecuencia de muestreo es de 4560 Hz: la frecuencia de muestreo es 8 veces (2x4) la frecuencia de la portadora de modulación.

$$\text{Frecuencia de muestreo} = n * 4 * \text{frecuencia de modulación (donde n es un número entero)}$$

$$\text{Frecuencia de muestreo mínima} = 4 * \text{frecuencia de modulación}$$

La figura 11 muestra un diagrama de flujo de un algoritmo de demodulador a modo de ejemplo tal como se lleva a cabo en el demodulador de la figura 2. Tal como se describió previamente, el demodulador comprende un multiplexador para dividir la señal modulada en dos canales para proporcionar una primera señal de entrada modulada y una segunda señal de entrada modulada.

Considerando la primera señal modulada, esta se multiplica con una primera portadora de demodulador. El oscilador local de demodulador (LO) es una onda cuadrada con una amplitud de 1, una amplitud pico a pico de 2 y, por tanto, valores de muestra de +1 y -1. Su ciclo de trabajo es del 50%. Su frecuencia es igual a la frecuencia de la portadora de modulación. En este ejemplo, la frecuencia de modulación y, por tanto, de demodulación, es de 570 Hz, y la tasa de muestreo es de 4560 Hz. Por tanto, la forma de onda de demodulación comprende ocho muestras: cuatro del valor +1 correspondiente al ciclo positivo de la portadora, y cuatro del valor -1 correspondiente con el ciclo negativo de la portadora. Por tanto un ciclo del LO de demodulación está representado por las muestras +1, +1, +1, +1, -1, -1, -1, -1 y se repite este patrón, hasta el infinito, para generar una señal digital continua. Para multiplicar la primera señal modulada con el primer LO de demodulador y, por tanto, obtener la señal I (etapa 1102), cada valor medido de la señal modulada se multiplica con un valor correspondiente en el tiempo de la señal de oscilador local de demodulador: la señal modulada se multiplica o bien por +1 o bien por -1. El uso de la multiplicación por +1 y -1 es tal que el procesamiento es relativamente sencillo en chip y tal enfoque se transfiere fácilmente a un solo circuito integrado si se requiere.

Considerando ahora la segunda señal modulada, esta se multiplica con un segundo LO de demodulador. El LO de demodulador es una onda cuadrada con una amplitud de 1, una amplitud pico a pico de 2 y, por tanto, valores de muestra de +1 y -1. Su ciclo de trabajo es del 50%. Su frecuencia es igual a la frecuencia de la portadora de modulación. En este ejemplo la frecuencia de modulación y, por tanto, de demodulación, es de 570 Hz y la tasa de muestreo es de 4560 Hz. Por tanto, la forma de onda de demodulación consiste en ocho muestras: cuatro del valor +1 correspondiente al ciclo positivo de la portadora, y cuatro del valor -1 correspondiente con el ciclo negativo de la portadora. Sin embargo, la segunda portadora de demodulador se desfasa en 90 grados con respecto a la primera portadora de demodulador. Por tanto un ciclo de la portadora de demodulación está representado por las muestras -1, -1, +1, +1, +1, +1, -1, -1 y se repite este patrón, hasta el infinito, para generar un LO de demodulación continuo.

Obsérvese que esto no es igual que la primera señal de portadora demodulada proporcionada anteriormente sino que es una versión desfasada en 90 grados de la misma. Para multiplicar la segunda señal modulada con el segundo LO de demodulador y, por tanto, obtener la señal Q, cada valor medido de la señal modulada se multiplica (etapa 1105) con un valor correspondiente en el tiempo de la señal de portadora demodulada: se multiplicó o bien por +1 o bien por -1.

Se apreciará ahora que, en este ejemplo que usa un convertidor analógico-digital y demodulador digital, el requisito para el muestreo de la señal detectada filtrada con filtro pasabanda, en un mínimo de cuatro veces la frecuencia de modulación o en un múltiplo de número entero de cuatro veces la frecuencia de modulación es de modo que el desfase de 90 grados puede implementarse de modo preciso, desfasando el LO de demodulación muestreado un cuarto de su ciclo.

Por separado, las señales I y Q se filtran cada una con filtro de paso bajo para eliminar armónicos no deseados y productos del proceso de multiplicación, y se deciman para reducir la tasa de muestreo. Esto se lleva a cabo sumando cada señal en bloques de ocho muestras de largo (etapas 1103 y 1106). Para cada canal, se suman las primeras ocho muestras, luego las segundas ocho, etcétera, hasta el infinito. Se entenderá que esto es equivalente a integrar las señales I y Q a lo largo de un ciclo. Se apreciará que esto es un proceso de promedio, que proporciona una respuesta de frecuencia de filtro de paso bajo y, por tanto, atenúa los productos de multiplicador de alta frecuencia. También se apreciará que esto es un filtro de promedio que proporciona una respuesta de frecuencia con grandes nulos en múltiplos de la frecuencia de la portadora. Esto proporciona una buena atenuación de armónicos de la portadora de modulación. Finalmente se apreciará que al sumar ocho muestras a una muestra, el procedimiento también actúa como etapa de decimación. Esta tasa de muestreo reducida suaviza la complejidad computacional de las últimas etapas de procesamiento de señales y reduce el umbral mínimo de ruido del convertidor analógico-digital mejorando la relación señal-ruido.

La señal I filtrada y decimada se denomina ahora I'. La señal Q filtrada y decimada se denomina ahora Q'.

Finalmente, las señales I' y Q' se demultiplexan de vuelta para dar una señal: el pletismograma demodulado. Cada muestra I' se multiplica por sí misma para proporcionar I'<sup>2</sup> (etapa 1104). Cada muestra Q' se multiplica consigo misma para proporcionar Q'<sup>2</sup> (etapa 1107). Cada muestra I'<sup>2</sup> se suma con su muestra Q'<sup>2</sup> correspondiente para proporcionar: I'<sup>2</sup> + Q'<sup>2</sup> (etapa 1108). Se halla la raíz cuadrada de cada muestra sumada: (I'<sup>2</sup> + Q'<sup>2</sup>)<sup>0,5</sup> (etapa 1109) para proporcionar una muestra de pletismograma.

La etapa final en el dispositivo de fotopletismógrafo 600 a modo de ejemplo es el filtro de promedio de bloques 609. El filtro de promedio de bloques suma bloques consecutivos de 19 muestras (etapa 1110) para proporcionar una muestra. Esto proporciona la función de un filtro de promedio y decimador y sus características se usan para atenuar ruido relacionado con armónicos, en particular el ruido generado por pantallas de ordenador de 60 Hz. El filtro de promedio tiene una respuesta de frecuencia que proporciona un nulo (gran atenuación) en múltiplos de la frecuencia de muestreo. La frecuencia de muestreo original de 4560 Hz se ha decimado en 8, luego en 19, proporcionando una frecuencia de muestreo final de 30 Hz. Por tanto la respuesta del filtro de promedio proporciona una gran atenuación en múltiplos de 30 Hz.

La fuente de luz 602 se modula con una portadora de 570 Hz. Esto se sitúa a medio camino entre 540 Hz (9º armónico de 60 Hz) y 600 Hz (10º armónico de 60 Hz). En la salida del demodulador, estos armónicos aparecen a 30 Hz (apareciendo todos los demás armónicos en múltiplos pares de 30 Hz). El filtro de promedio de bloques 609 es un método sencillo para atenuar esta interferencia. La salida de esta etapa final de filtrado (etapas 1111, 1112) es el pletismograma (S1(t)).

Se apreciará que la tasa de muestreo final y, por tanto, las características de frecuencia del filtro de promedio de bloques de etapa final, dependerá de las razones de decimador usadas en el demodulador 608 y el filtro de promedio de bloques 609. Por tanto, estas razones pueden ajustarse para proporcionar la atenuación de diferentes armónicos mediante el filtro de promedio de bloques. Un intervalo de valores para la frecuencia de la portadora de modulación, la tasa de muestreo y las razones de decimación se proporcionan en la tabla 1 a continuación. Una frecuencia de la portadora de modulación, tasa de muestreo y razón de decimación se eligen para atenuar una tasa de regeneración problemática dada.

Tasa de regeneración (Hz)	Tasa de regeneración, armónicos (Hz)	Tasa de regeneración, armónicos (Hz)	Frecuencia de la portadora de modulación (Hz)	Armónico tras demodulación (Hz)	Tasa de muestreo (8 x portadora) (Hz)	Razón de decimación
60	540	600	570	30	4560	152
70	490	560	525	35	4200	120
72	504	576	540	36	4320	120
75	525	600	562,5	37,5	4500	120
85	510	595	552,5	42,5	4420	104

Puede observarse una señal de salida típica en la figura 13. La figura 13a muestra las componentes de CA y CC

combinadas. La figura 13b muestra las componentes de CA aumentadas. La mayor periodicidad de frecuencia es la frecuencia del pulso del sujeto medida. La menor periodicidad de frecuencia es la frecuencia respiratoria del sujeto medida, que se verificó con una sonda de termistor. Se encuentran comúnmente algoritmos para determinar la frecuencia del pulso en la bibliografía y consiste en la detección de picos, etc.

5 *Aplicaciones*

Una ventaja de los dispositivos de pletismógrafo descritos en el presente documento es que puede usarse un sensor de modo de reflectancia fiable en muchos sitios del cuerpo no adecuados previamente para la detección de fotopletismograma. Por ejemplo, la frente es un sitio altamente conveniente para monitorizar en condiciones duras tales como empleados que trabajan en la minería o la industria del procesamiento químico que tienen que llevar puestos cascos de seguridad. El dispositivo puede ubicarse convenientemente en la banda del casco de seguridad o en la muñeca bajo un reloj u otros lugares convenientes de este tipo en el cuerpo. Se han descrito sensores para la frente y la colocación en la cabeza en Branche *et al*: "Measurement Reproducibility and Sensor Placement Considerations in Designing a Wearable Pulse Oximeter for Military Applications", IEEE 30th Annual Northeast Bioengineering Conference, Springfield, MA, Estados Unidos, 2004. Este artículo notificó un sensor para la frente montado en un casco para aplicaciones militares.

Otro entorno duro es en la sala de maternidad en hospitales para recién nacidos que necesitan reanimación. La colocación de un transductor de este tipo en la frente permite al médico concentrarse en el cuidado neonatal a la vez que escucha de manera continua un pitido audible que indica la frecuencia del pulso. Un dispositivo de este tipo será altamente adecuado para otros entornos duros y rutinarios en los campos de la salud y la seguridad. Por otra parte, existen aplicaciones suaves de nuevo para el montaje en prendas de ropa para aplicaciones sociales, domésticas, deportivas y biométricas.

20 *Resultados*

Las figuras 13, 14 y 15 muestran los resultados de experimentos con los dispositivos de fotopletismógrafo a modo de ejemplo descritos previamente. El fotopletismógrafo se usó para registrar el pletismograma iluminando la frente del sujeto. Por tanto, estos gráficos muestran el pletismograma de la frente.

La figura 13a muestra las componentes de CA y CC del pletismograma. Esto es una señal de pletismograma tradicional que se esperaría. La figura 13b muestra la componente de CA que se ha aumentado. La señal pulsátil provocada por el pulso arterial que se desplaza bajo el sensor es claramente visible. Esto se superpone sobre otra señal de menor frecuencia que tiene un periodo de aproximadamente 10 segundos. Esta es la señal de respiración provocada por variaciones en el volumen sanguíneo a medida que el sujeto inhala y exhala. En este experimento, el sujeto respiró a una frecuencia y profundidad bastante constantes, inhalando y exhalando una vez cada 8 segundos. Esto se observa claramente entre 10 y 60 segundos.

La figura 14a muestra una componente de CA de pletismograma aumentada. La figura 14b muestra la componente de CA tras haberse filtrado con filtro pasabanda para atenuar la señal pulsátil. La señal de respiración del fotopletismograma es claramente visible.

La figura 15 confirma que esta señal de CA de baja frecuencia es la señal de respiración del fotopletismograma. La figura 15a muestra la señal de respiración del fotopletismograma. La figura 15b muestra la señal de un termistor bucal. Este termistor se colocó en un tubo de plástico a través del cual respiraba el sujeto. A medida que el sujeto exhala, el aire de los pulmones calentado por el cuerpo produce una elevación de la temperatura. A medida que el sujeto inhala, el aire más frío de la sala se aspira a través del termistor y el sensor registra una disminución de la temperatura. Por tanto la frecuencia respiratoria puede medirse y correlacionarse con la señal de fotopletismograma para validar la señal de frecuencia respiratoria del fotopletismograma.

La inspección y comparación de las figuras 15a y 15b muestran que la componente de CA del pletismograma contiene información tanto pulsátil como de respiración y que el fotopletismógrafo a modo de ejemplo detecta estas señales con facilidad. Las dos señales deben estar desfasadas 180 grados, lo que es el caso. El pequeño retardo de fase se provoca por la capacitancia térmica del termistor.

En un aspecto general, las salidas de demodulador de los dispositivos de fotopletismógrafo tal como se describe en el presente documento (por ejemplo, el pletismograma  $S1(t)$ ) proporcionan generalmente una señal que es indicativa del volumen sanguíneo en función del tiempo. Esto puede analizarse usando técnicas conocidas por el experto. La salida también puede usarse para deducir los constituyentes sanguíneos o la composición de la sangre. Se supone que la subida y caída periódicas en la intensidad de luz detectada se deben únicamente al flujo de entrada de sangre arterial al tejido. Usando las mediciones de pico y valle, puede medirse la atenuación debida a la sangre arterial. Si esto se realiza a dos longitudes de onda ópticas diferentes, entonces puede estimarse la saturación de oxígeno (la razón de sangre oxigenada con respecto a desoxigenada), usando técnicas conocidas.

55 *Fotopletismografía con luz verde*

Se usa la técnica de fotopletismografía en pulsioxímetros que determinan la saturación relativa de oxígeno de la

sangre. Estos dispositivos se usan normalmente en el modo de transmisión: se usa luz para iluminar una zona de tejido y se detecta la luz emergente en el otro lado del tejido y se procesa para determinar el porcentaje de saturación. Esta técnica se limita a zonas de la piel lo suficientemente delgadas como para que pase la luz a su través, tales como los dedos de las manos, los dedos de los pies y los lóbulos de las orejas.

5 La elección de longitud de onda de la luz en la pulsioximetría en modo de transmisión es importante. La absorción de luz por la sangre disminuye en un orden de magnitud desde 450 nm hasta 600 nm, entonces de nuevo desde 600 nm hasta 650 nm y más allá. Esta absorción es una función de la longitud de la trayectoria fotónica y el coeficiente de absorción y es muy grande en el modo de transmisión. El resultado de esto es que la atenuación de luz entre 450 nm y 600 nm es muy alta, hasta tal grado que pasará muy poca cantidad de luz de longitud de onda por debajo de 600 nm a través de un apéndice tal como el dedo de la mano, dedo del pie o lóbulo de la oreja. Generalmente, se usa luz a 650 nm o mayor.

De manera similar, gran parte de la investigación de fotopletismografía ha sido con dispositivos que funcionan en el modo de transmisión y, por tanto, se ha usado luz de una longitud de onda mayor de 600 nm.

15 Cuando se usa en el modo de reflexión, la longitud de la trayectoria y, por tanto, la absorción global, es menor. Esto es porque la luz no pasa a través de un apéndice, sino que se dispersa (o se refleja) desde las capas de superficie de tejido de vuelta al detector. Esto significa que puede usarse luz de entre 450 nm y 600 nm. Sin embargo, la intensidad es todavía muy baja y son necesarias técnicas de detección de bajo ruido para lograr una relación señal-ruido adecuada.

20 La ventaja de usar luz de una longitud de onda que se absorbe fuertemente es porque el principal medio de absorción es la sangre. Esto significa que un cambio en el volumen sanguíneo provocará un cambio correspondiente pero mayor en la intensidad de luz entre 450 nm y 600 nm que a 600 nm y más allá. Por tanto, la amplitud de la luz se modula por la sangre en mayor grado y, por tanto, la componente pulsátil de una señal de fotopletismograma de reflectancia es mucho mayor cuando se usa luz entre 450 nm y 600 nm que cuando se usa luz de más de 600 nm. Esto se ilustra mediante las figuras 16 y 17.

25 La figura 16 muestra un fotopletismograma usando luz verde a una longitud de onda de 510 nm y la figura 17 muestra un fotopletismograma usando luz roja a una longitud de onda de 644 nm. El ajuste a escala del eje y en ambas representaciones gráficas es idéntico. Puede observarse claramente que la luz verde proporciona una mayor señal pulsátil que la luz roja. El pulso provocado por el latido del corazón es claramente visible y de mayor amplitud que cuando se usa luz roja, con una mejora correspondiente en la relación señal-ruido.

30 Adicionalmente, los resultados de la luz verde muestran claramente la señal de respiración como una deriva de la línea base de baja frecuencia. La señal de respiración no se observó fácilmente cuando se usó luz roja.

Varias de las características descritas en el presente documento pueden usarse fácilmente unas junto a otras.

35 El uso de luz modulada con demodulación en cuadratura tal como se describe en relación con la figura 2, en la que el demodulador es insensible a cualquier diferencia de fase entre la señal de modulación y el oscilador del demodulador ofrece varias ventajas con respecto a los métodos de la técnica anterior. La señal de fotopletismograma modulada puede filtrarse con filtro pasabanda a la frecuencia de modulación para proporcionar una buena atenuación de la luz ambiental de CC, luz fluorescente de 100 Hz y luz de pantallas de ordenador de 60 Hz y ruido de centelleo. Por tanto proporciona un mejor rechazo de la interferencia que los esquemas de la técnica anterior que usan luz de CC (no modulada), o luz modulada con detección en intervalos de tiempo que se usa comúnmente en pulsioxímetros cuando se usa como método de multiplexación por división temporal entre un LED rojo y uno infrarrojo.

La demodulación en cuadratura también es insensible a la diferencia entre la fase de la portadora de modulación y de demodulación. Esto puede simplificar el proceso de demodulación a un simple algoritmo, sin una sincronización necesaria de las portadoras.

45 La demodulación en cuadratura puede usarse fácilmente junto con los dispositivos de pletismógrafo de múltiples longitudes de onda descritos en el presente documento, así como con los dispositivos con distribución de píxeles, los dispositivos en modo de reflexión y los dispositivos con luz verde.

50 Se encuentra que la combinación de fotopletismografía con luz verde y demodulación en cuadratura es particularmente ventajosa. El uso de luz verde maximiza la amplitud de la señal de fotopletismograma detectada y la luz modulada con un filtro pasabanda y demodulación en cuadratura minimiza los efectos de ruido. Esta combinación maximiza por tanto la relación señal-ruido y esto significa que pueden extraerse la frecuencia cardiaca y la frecuencia respiratoria con mayor fiabilidad. En el caso de la detección de frecuencia cardiaca, se reducirán los falsos positivos o latidos ausentes. En el caso de la señal de respiración, se ha recuperado claramente una señal que ha sido difícil de detectar previamente, y la técnica reduce el número de falsos positivos y respiraciones ausentes.

55 La relación señal-ruido mejorada de la señal de fotopletismograma mejora por tanto la detección de las

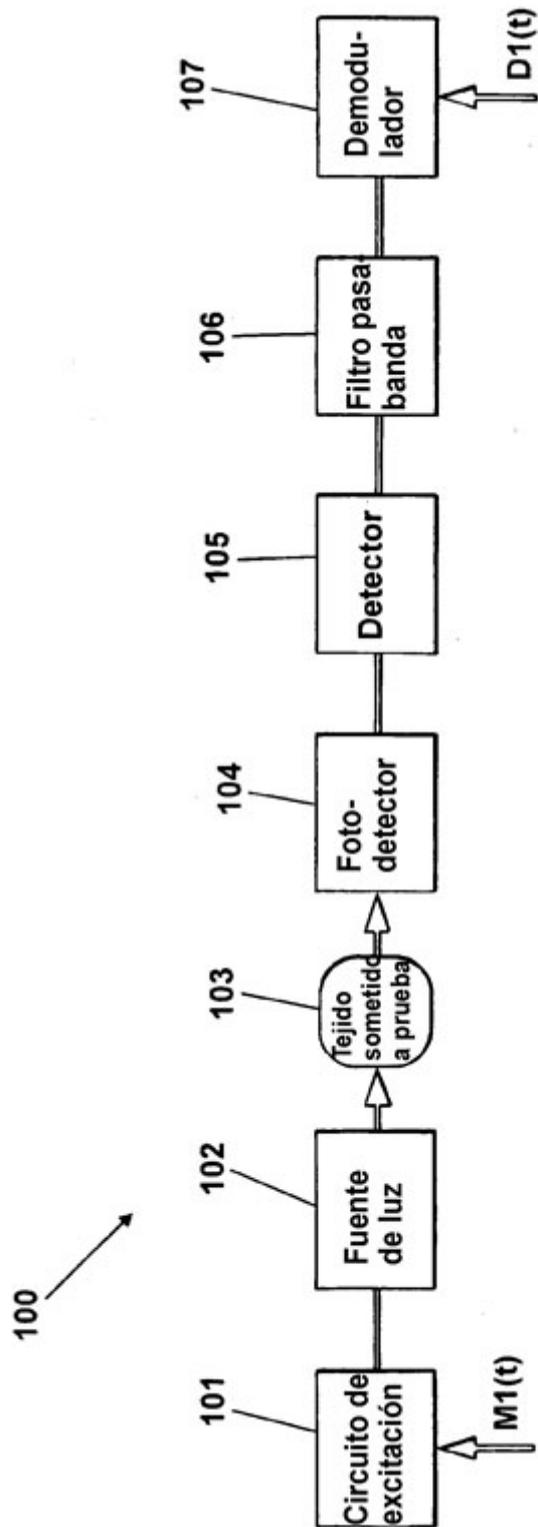
características en la señal que se relacionan con el latido del corazón y la respiración y, por tanto, mejora la fiabilidad de cualquier algoritmo que usa estas características para determinar la frecuencia cardiaca y respiratoria.

- 5 En diversas figuras, tales como las figuras 1 - 3, 6, 12 y 18 - 20, las señales de modulación se marcan con  $M1(t)$  y las señales de demodulación como  $D1(t)$  indicativas de una señal en el dominio de tiempo continuo, es decir, una señal analógica con una amplitud que varía en función del tiempo. Se entenderá que las disposiciones descritas podrían implementarse fácilmente usando un algoritmo de procesamiento de señales digitales, por ejemplo en un microprocesador. En tales casos, se entenderá que  $M1$ ,  $D1$  serían señales muestreadas discretas,  $M1(n)$  y  $D1(n)$ . De manera similar, en la figura 12 los bloques funcionales  $G(s)$  y  $B(s)$  podrían representarse por los algoritmos de acondicionamiento de señales  $B(z)$  1201 y  $G(z)$  1203.
- 10 Otras realizaciones están de manera intencionada dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas.

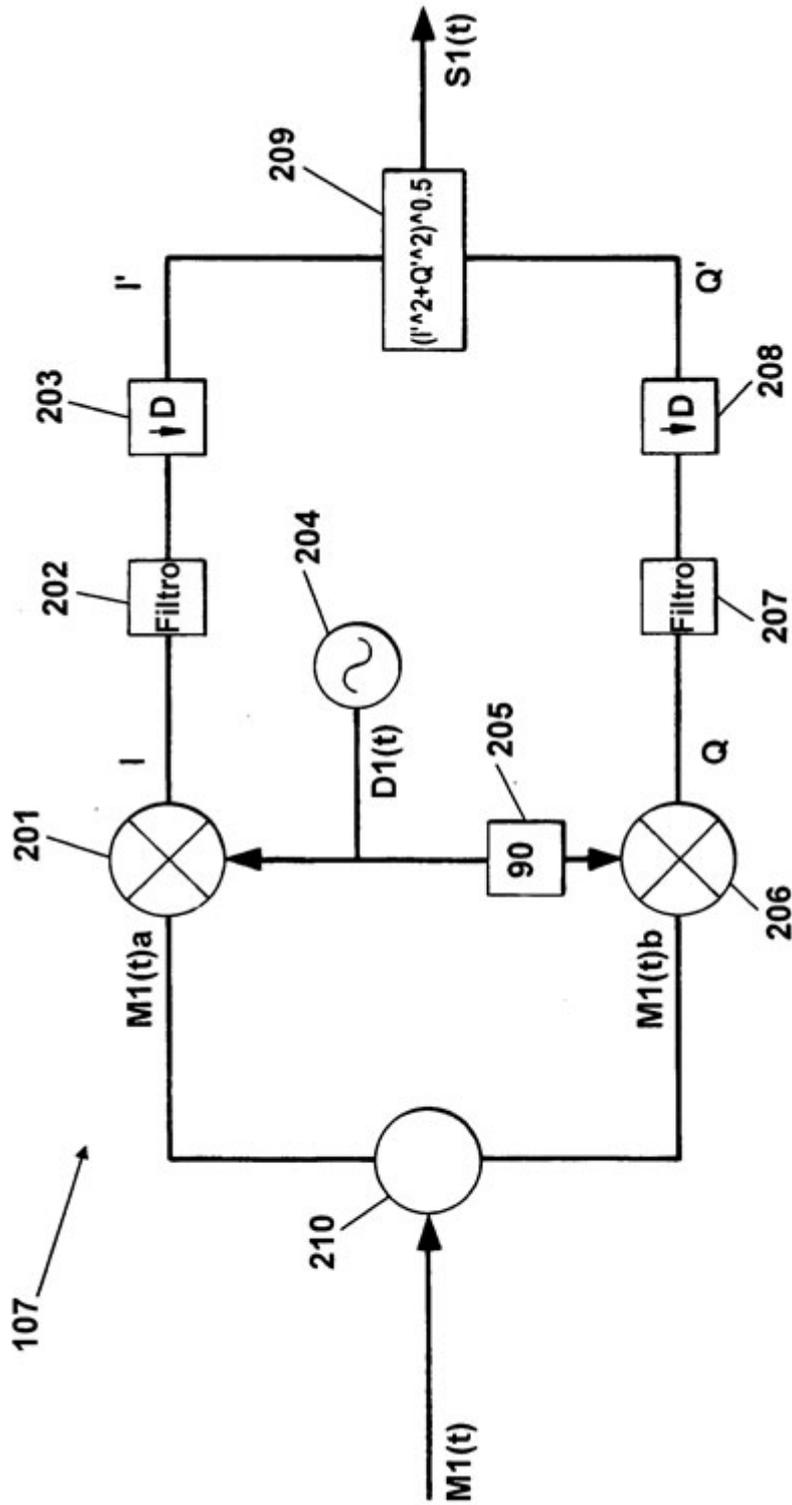
**REIVINDICACIONES**

1. Dispositivo de fotopletismógrafo, que comprende:
  - una fuente de luz (102, 302, 304, 602, 702) para iluminar un objeto objetivo (103, 305, 503, 603);
  - 5 un modulador (101, 301, 303, 601) para excitar la fuente de luz de manera que la intensidad de salida varía en función de una señal de modulación a una frecuencia de modulación;
  - un detector (105, 307, 502, 605, 703) para recibir luz desde el objeto objetivo y generar una salida eléctrica en función de la intensidad de la luz recibida;
  - un filtro pasabanda (106, 308, 606) para filtrar la salida eléctrica del detector;
  - 10 un convertidor analógico-digital (607) para convertir la salida del filtro pasabanda en una señal digital a una frecuencia de muestra;
  - un demodulador (107, 309, 310, 608) para recibir la salida del detector, que tiene un oscilador local (204) y para producir una salida demodulada representativa de la señal de modulación y cualquier banda lateral de la misma, en el que el demodulador es insensible a cualquier diferencia de fase entre la señal de modulación y el oscilador local (204); y
  - 15 medios para generar, a partir de la salida demodulada, una señal indicativa del volumen sanguíneo en función del tiempo y/o la composición de la sangre;
  - en el que el demodulador es un demodulador de procesamiento de señales digitales (107, 309, 310, 608), en el que además:
    - 20 el oscilador local (204) está configurado para producir una primera salida de onda cuadrada a una frecuencia de oscilador y a un primer ángulo de fase, y una segunda salida de onda cuadrada a la frecuencia de oscilador y a un segundo ángulo de fase, estando el segundo ángulo de fase a 90 grados con respecto al primer ángulo de fase;
    - 25 el demodulador está configurado para multiplicar la salida del detector con la primera salida de onda cuadrada y la segunda salida de onda cuadrada para producir una señal I y una señal Q respectivamente; y
    - en el que el demodulador (107, 309, 310, 608) está configurado para filtrar con filtro de paso bajo y decimar la señal I y la señal Q sumando muestras en bloques, en el que el número de muestras en un bloque es igual a la frecuencia de muestra dividida entre la frecuencia de oscilador, para producir una señal I' y una señal Q' filtradas con filtro de paso bajo y decimadas, demultiplexándose la señal I' y la señal Q' juntas para formar la salida demodulada.
- 30 2. Dispositivo de fotopletismógrafo según la reivindicación 1, en que la frecuencia de oscilador local es sustancialmente igual a la frecuencia de modulación.
3. Dispositivo de fotopletismógrafo según la reivindicación 1, que incluye además un circuito de realimentación adaptado para: ajustar la intensidad de salida de la fuente de luz en función de la salida del detector o la salida demodulada y/o mantener la intensidad de salida de la fuente de luz a un nivel adecuado para mantener la detección de un pletismograma a partir de la salida demodulada.
- 35 4. Dispositivo de fotopletismógrafo según la reivindicación 1, en el que la salida de la fuente de luz se encuentra en el intervalo del espectro óptico entre 450 nm y 600 nm.
5. Dispositivo de fotopletismógrafo según la reivindicación 1, que incluye:
  - 40 una segunda fuente de luz (304) para iluminar el objeto objetivo con luz de una longitud de onda diferente que la primera fuente de luz (302),
  - un segundo modulador (303) para excitar la segunda fuente de luz de manera que la intensidad de salida varía en función de una segunda señal de modulación, y
  - 45 un segundo demodulador (310) para producir una segunda salida demodulada representativa de la segunda señal de modulación.
6. Dispositivo de fotopletismógrafo según la reivindicación 5, en que el segundo demodulador es insensible a cualquier diferencia de fase entre la señal de modulación y un oscilador local del segundo demodulador.
7. Dispositivo de fotopletismógrafo según la reivindicación 5, que incluye además medios para generar, a partir de la segunda salida de demodulador, una señal indicativa del volumen sanguíneo en función del tiempo

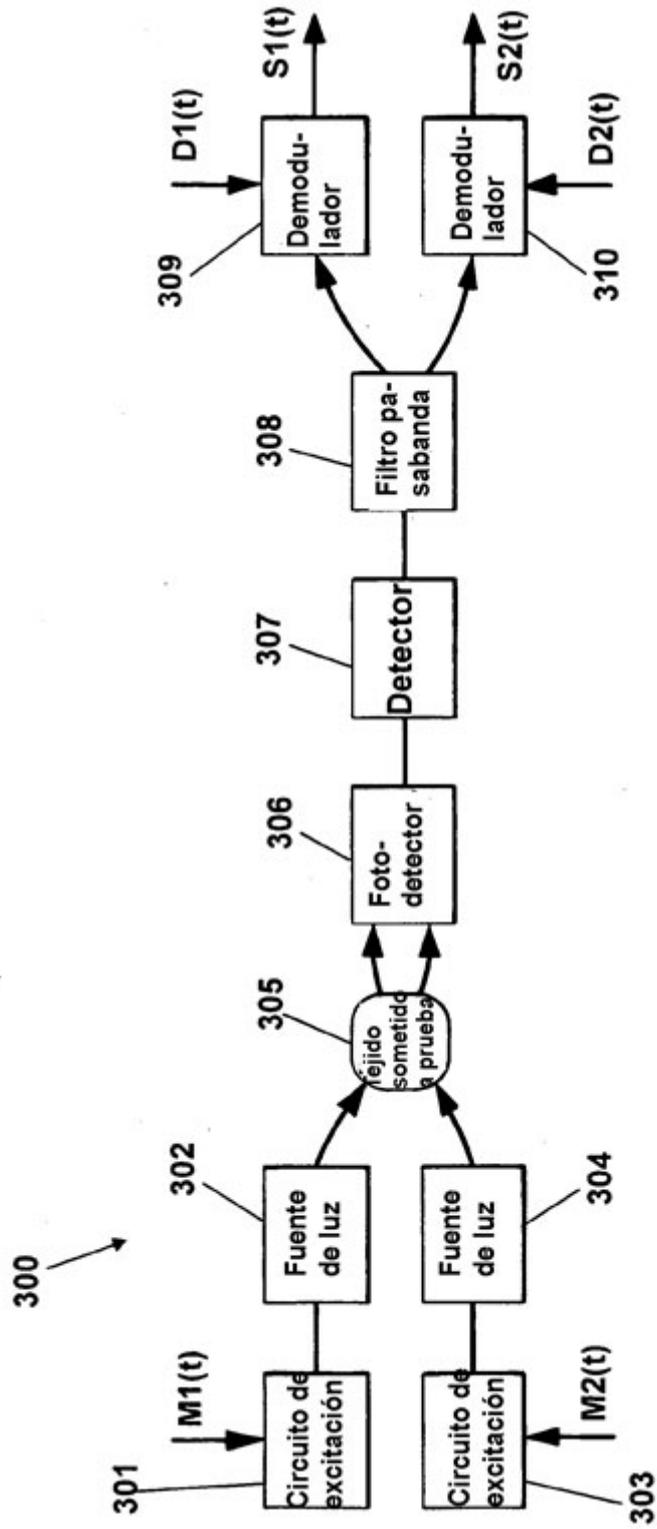
- y/o la composición de la sangre.
- 5 8. Dispositivo de fotopletismógrafo según la reivindicación 1, en el que el filtro pasabanda (106, 308, 606) tiene una banda de paso sólo lo suficientemente ancha para que pase la frecuencia de modulación y cualquier banda lateral provocada por la modulación de la amplitud del pletismograma en la salida del detector.
9. Dispositivo de fotopletismógrafo según la reivindicación 1, que comprende además un filtro de promedio de bloques que suma bloques consecutivos de muestras de la salida demodulada a una frecuencia de promedio de bloques, teniendo el filtro de promedio de bloques una respuesta de frecuencia que proporciona una mayor atenuación en múltiplos de la frecuencia de muestreo.
- 10 10. Dispositivo de fotopletismógrafo según la reivindicación 8, en que la banda de paso se limita sustancialmente a 25 Hz a cada lado de la frecuencia de modulación; o dispositivo de fotopletismógrafo según la reivindicación 9, en el que la frecuencia de promedio de bloques se selecciona para rechazar fuentes de ruido con una frecuencia de 60 Hz.
- 15 11. Dispositivo de fotopletismógrafo según la reivindicación 1, en que la fuente de luz (702) y el detector (703) están dispuestos lateralmente adyacentes entre sí sobre un sustrato de manera que las superficies activas del mismo pueden dirigirse sustancialmente hacia el mismo punto sobre una superficie del cuerpo objetivo.
12. Dispositivo de fotopletismógrafo según cualquier reivindicación anterior, que tiene una sonda, comprendiendo la sonda la fuente de luz y el detector, y estando ubicada la sonda bajo un reloj o montada en prendas de ropa.
- 20 13. Método de generación de un pletismograma, que comprende las etapas de:  
iluminar un objeto objetivo con una fuente de luz (102, 302, 304, 602, 702);  
excitar la fuente de luz (102, 302, 304, 602, 702) con un modulador (101, 301, 303, 601) de manera que la intensidad de salida varía en función de una señal de modulación a una frecuencia de modulación;  
25 recibir luz del objeto objetivo con un detector (105, 307, 502, 605, 703) y generar una salida eléctrica en función de la intensidad de la luz recibida;  
filtrar la salida eléctrica con un filtro pasabanda (106, 308, 606);  
convertir la salida del filtro pasabanda en una señal digital a una frecuencia de muestra con un convertidor analógico-digital (607);  
30 recibir la salida del detector en un demodulador (107, 309, 310, 608) que tiene un oscilador local (204) y producir una salida demodulada representativa de la señal de modulación y cualquier banda lateral de la misma, en el que el demodulador es insensible a cualquier diferencia de fase entre la señal de modulación y el oscilador local; y  
generar, a partir de la salida demodulada, una señal indicativa del volumen sanguíneo en función del tiempo y/o la composición de la sangre;  
35 en el que el demodulador es un demodulador de procesamiento de señales digitales (107, 309, 310, 608), en el que además:  
el oscilador local (204) produce una primera salida de onda cuadrada a una frecuencia de oscilador y a un primer ángulo de fase, y una segunda salida de onda cuadrada a la frecuencia de oscilador y a un segundo ángulo de fase, estando el segundo ángulo de fase a 90 grados con respecto al primer ángulo de fase;  
40 en el que el demodulador multiplica la salida del detector con la primera salida de onda cuadrada y la segunda salida de onda cuadrada para producir una señal I y una señal Q respectivamente; y  
en el que el demodulador (107, 309, 310, 608) está configurado para filtrar con filtro de paso bajo y decimar la señal I y la señal Q sumando muestras en bloques, en el que el número de muestras en un bloque es igual a la frecuencia de muestra dividida entre la frecuencia de oscilador, para producir una señal I' y una señal Q' filtradas con filtro de paso bajo y decimadas, demultiplexándose la señal I' y la señal Q' juntas para formar la salida demodulada.  
45



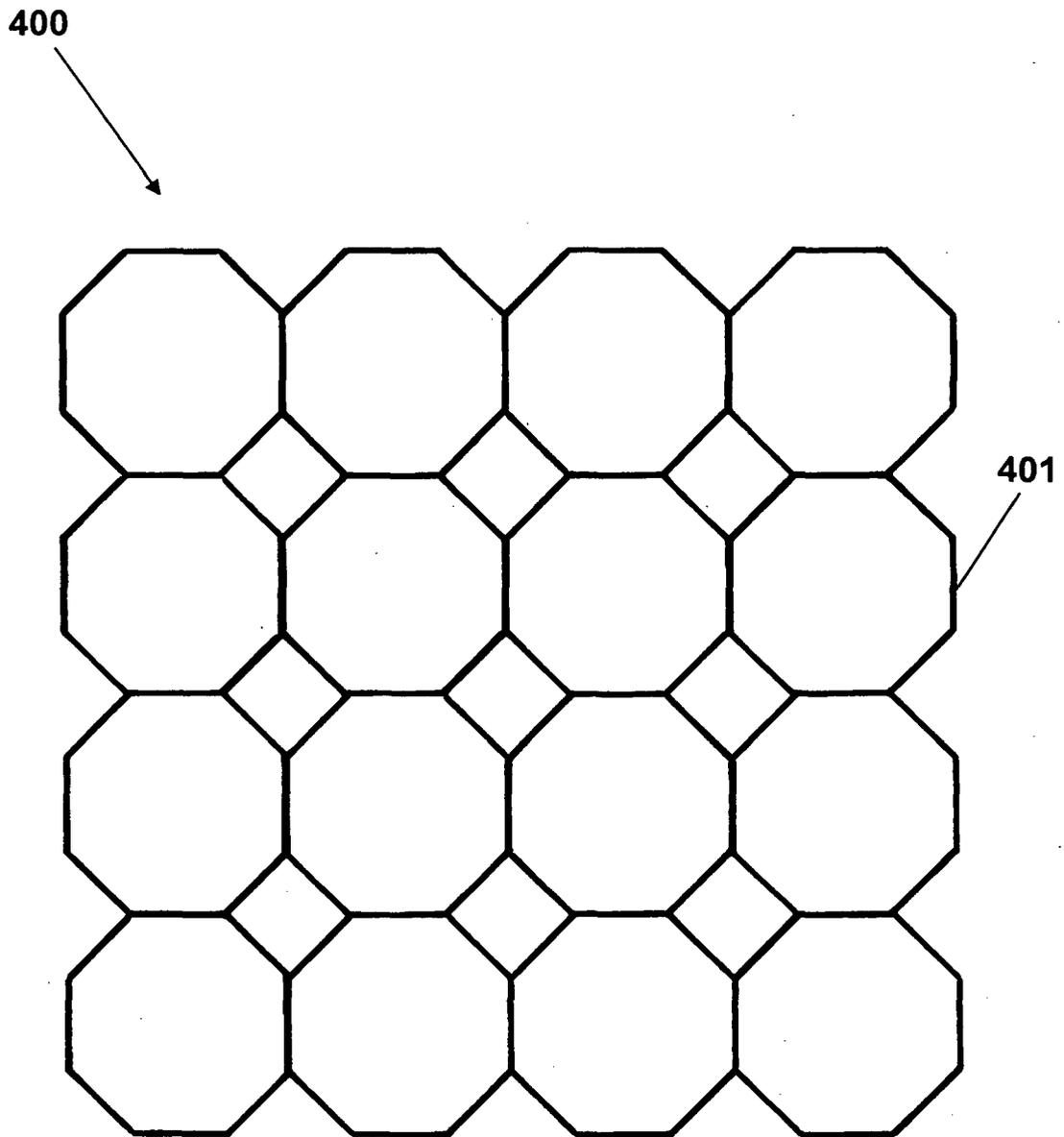
*Fig. 1*



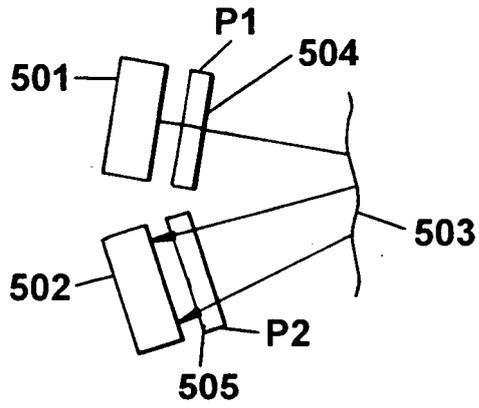
*Fig. 2*



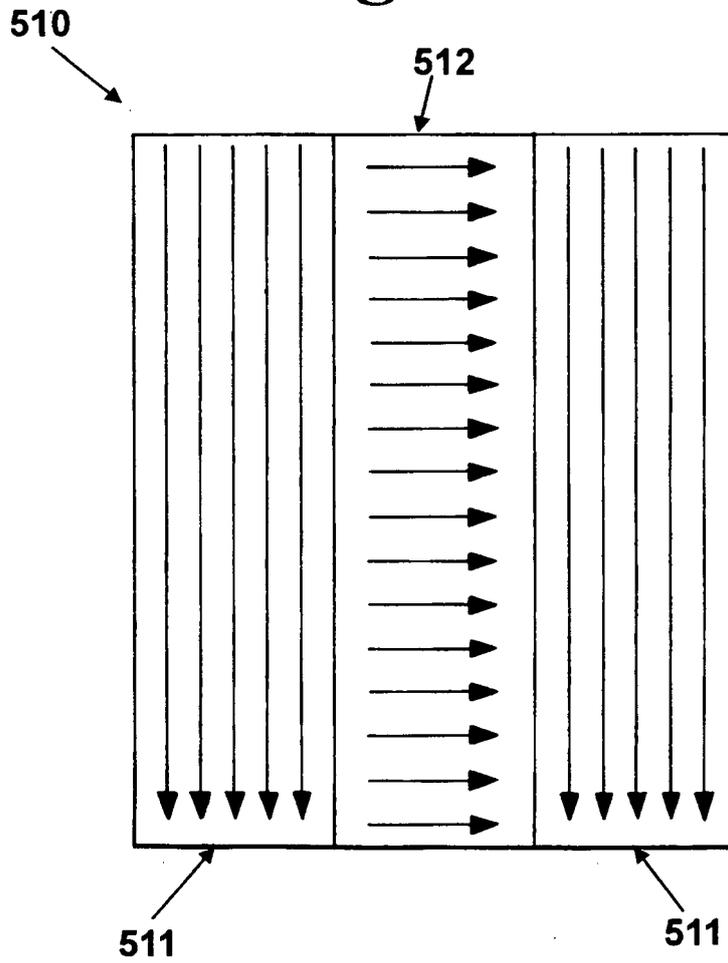
*Fig. 3*



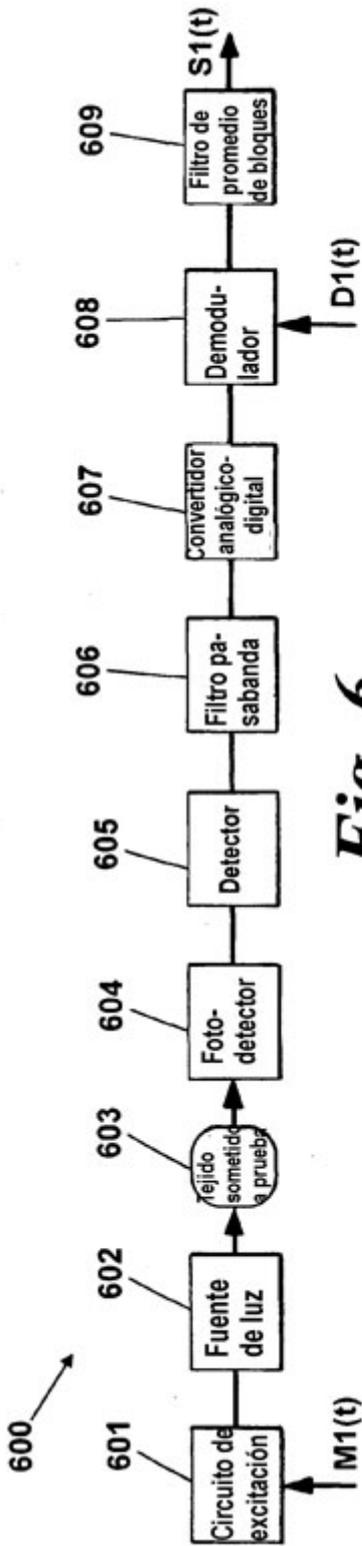
*Fig. 4*



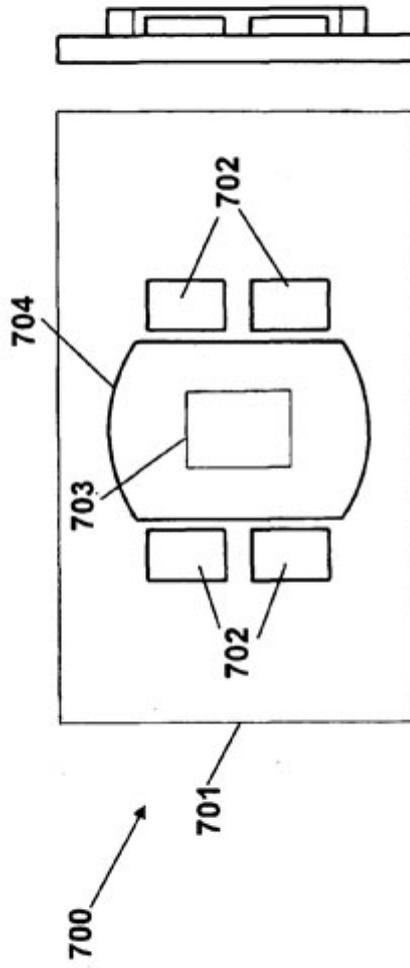
*Fig. 5a*



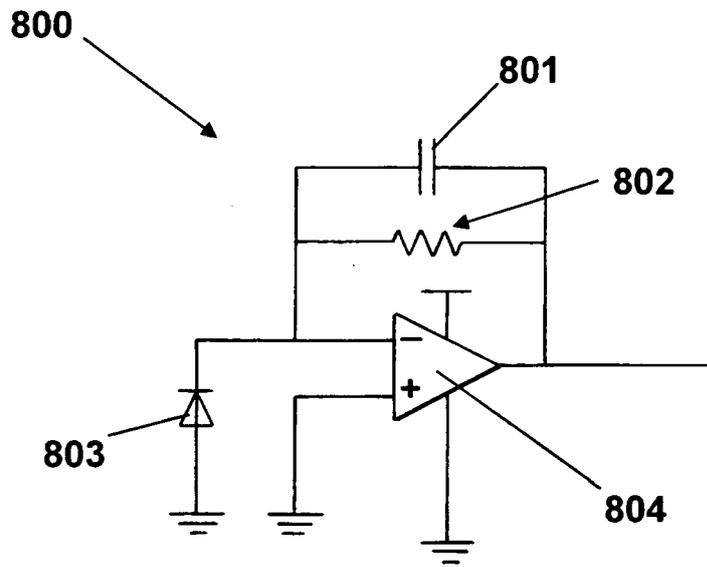
*Fig. 5b*



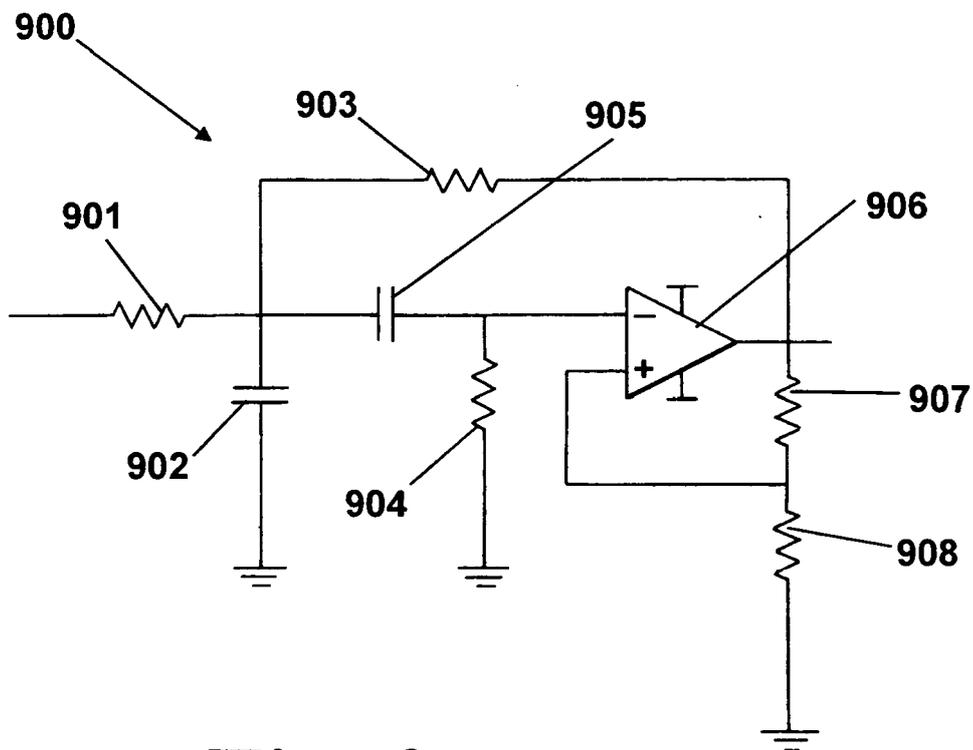
**Fig. 6**



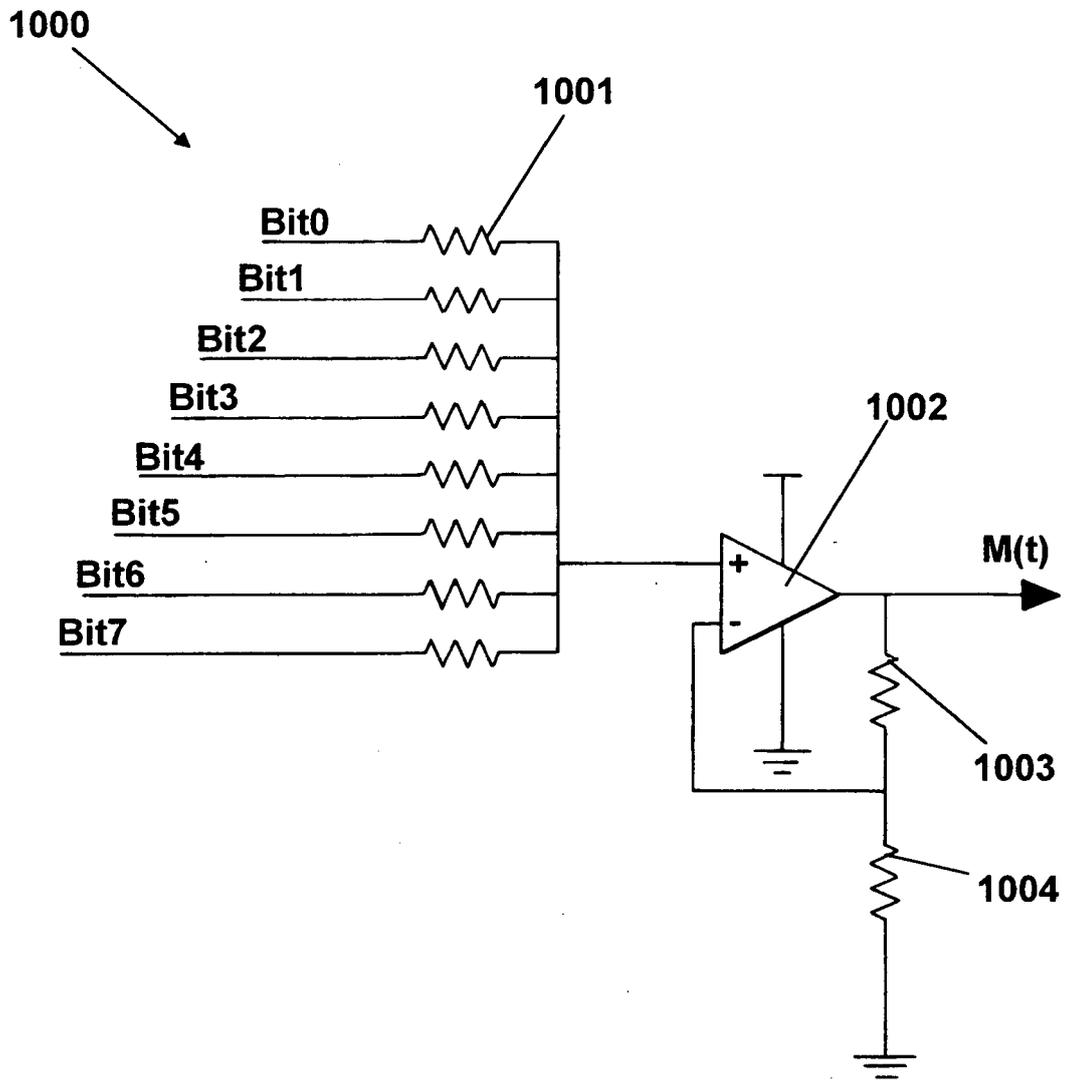
**Fig. 7**



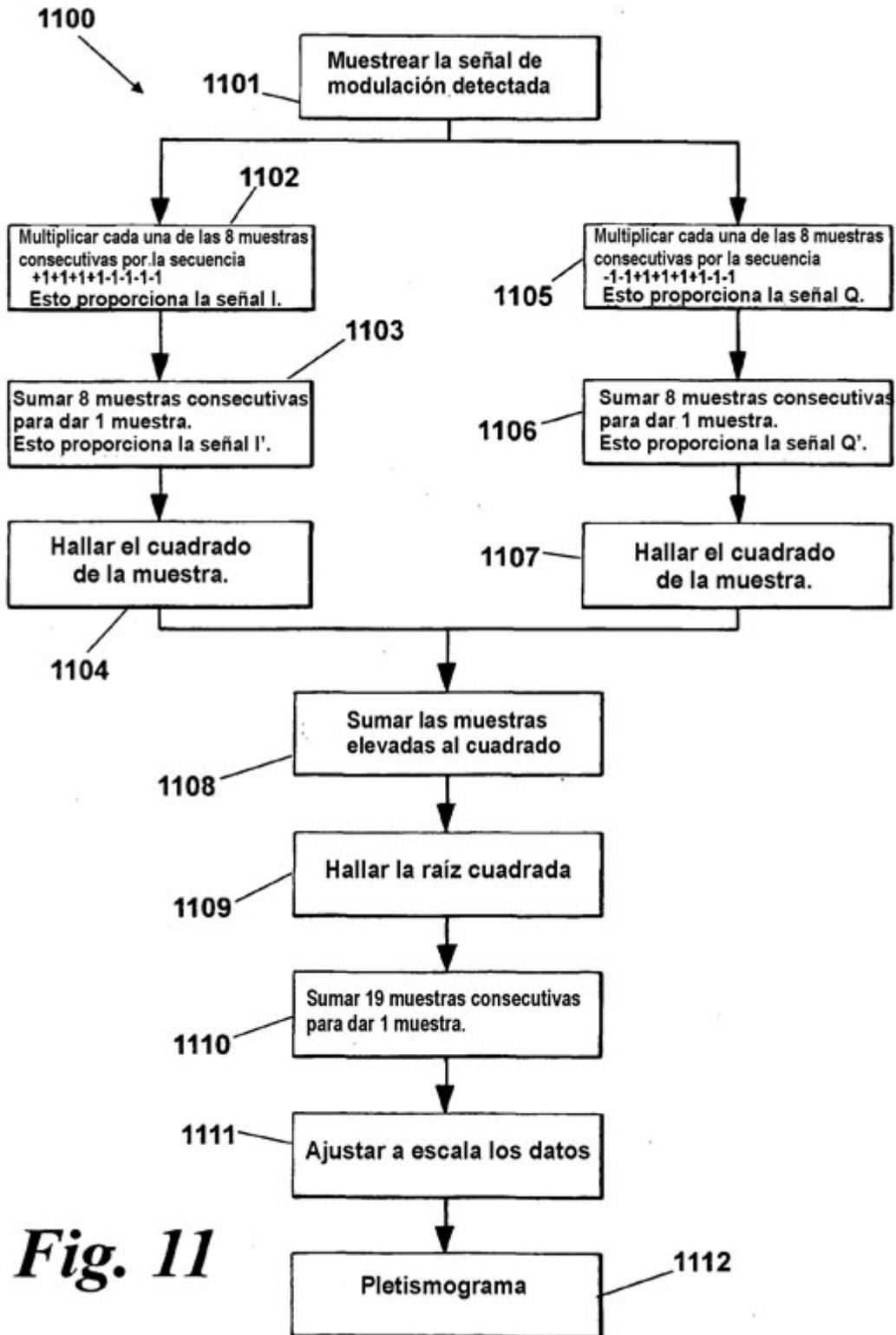
*Fig. 8*



*Fig. 9*



***Fig. 10***



**Fig. 11**

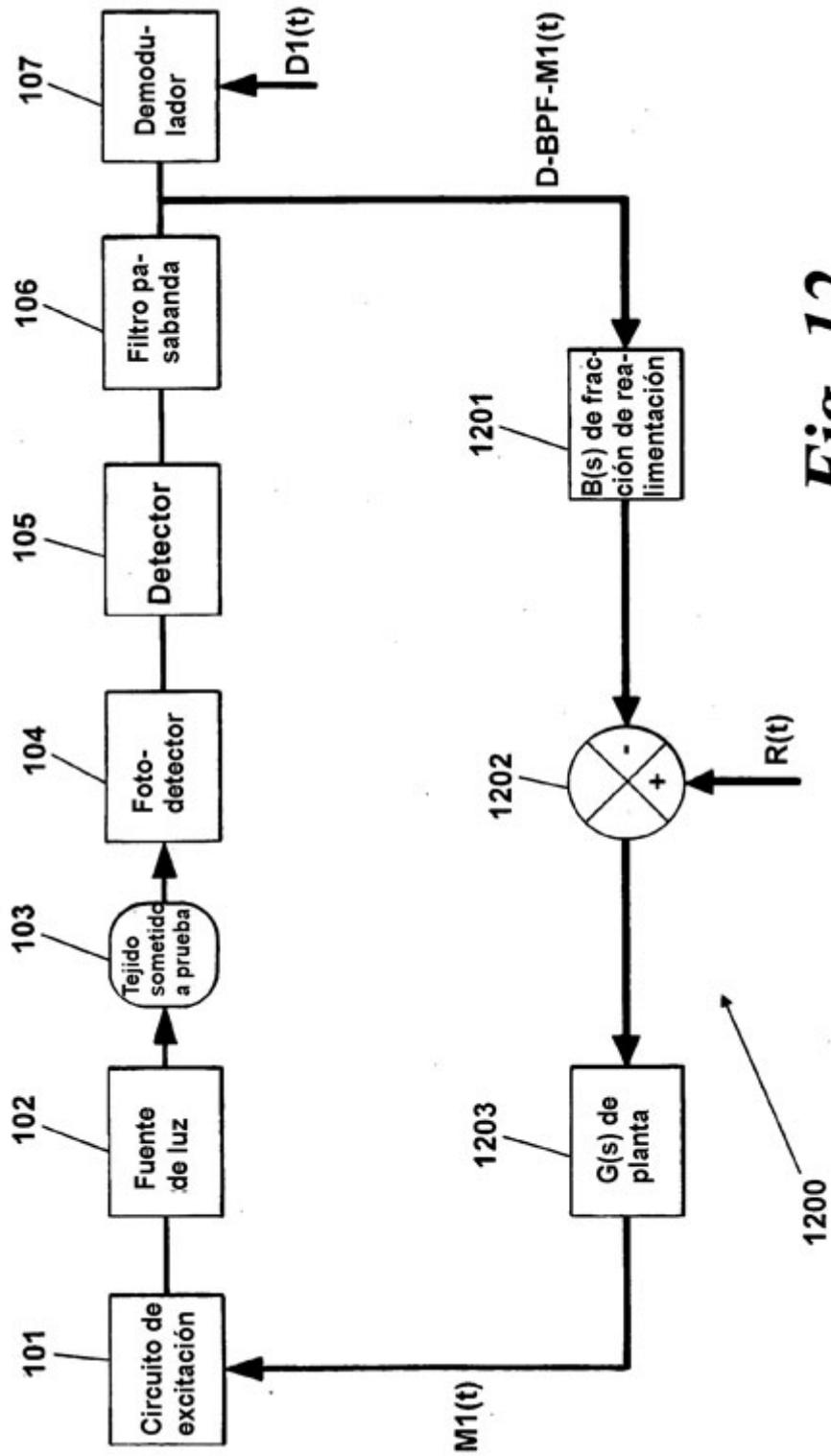
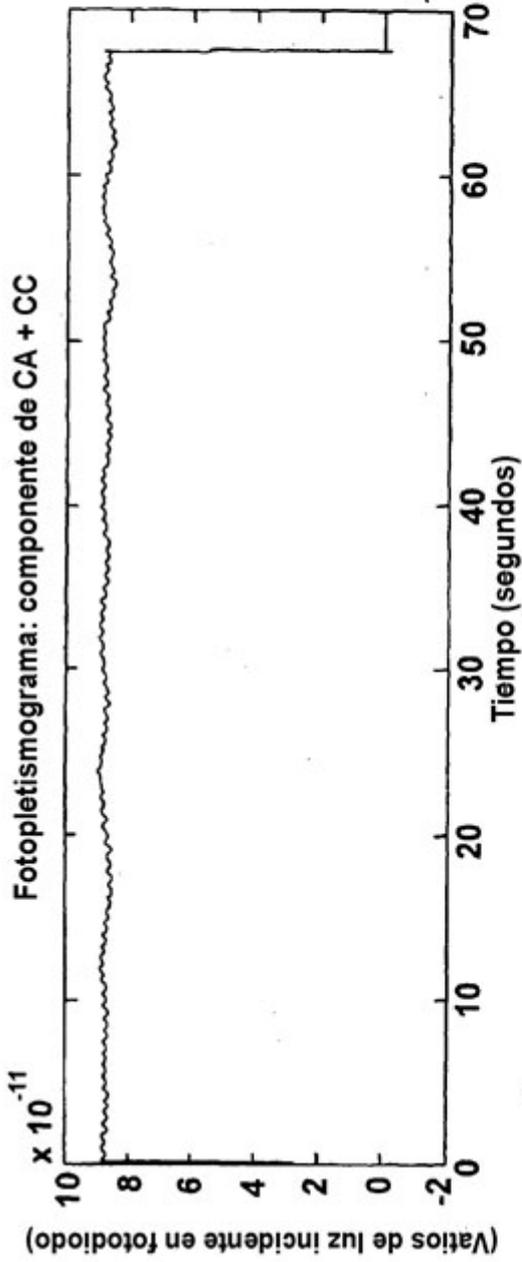
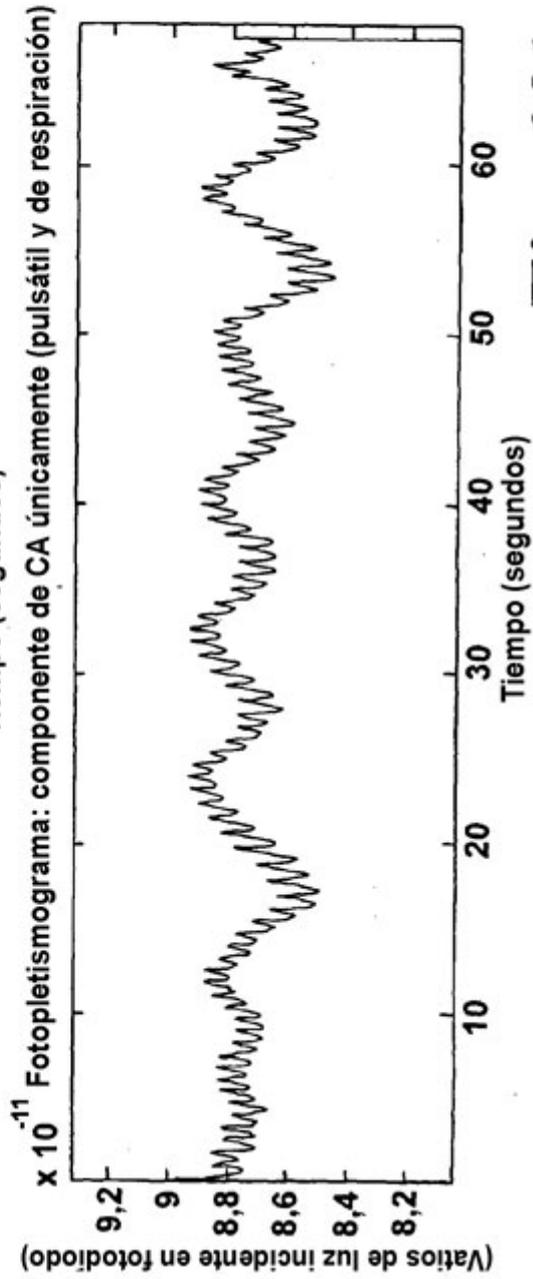


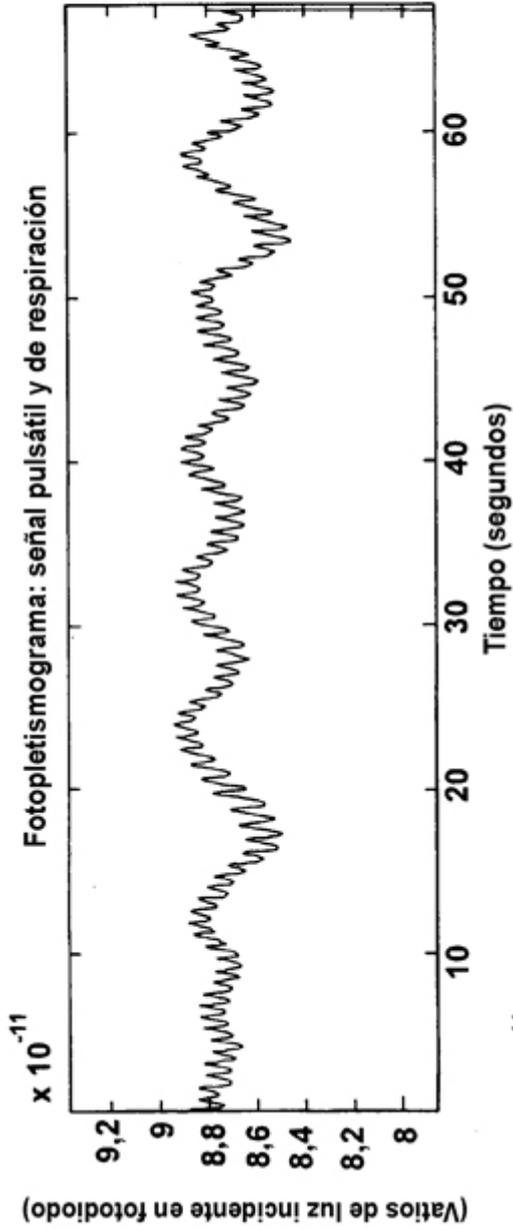
Fig. 12



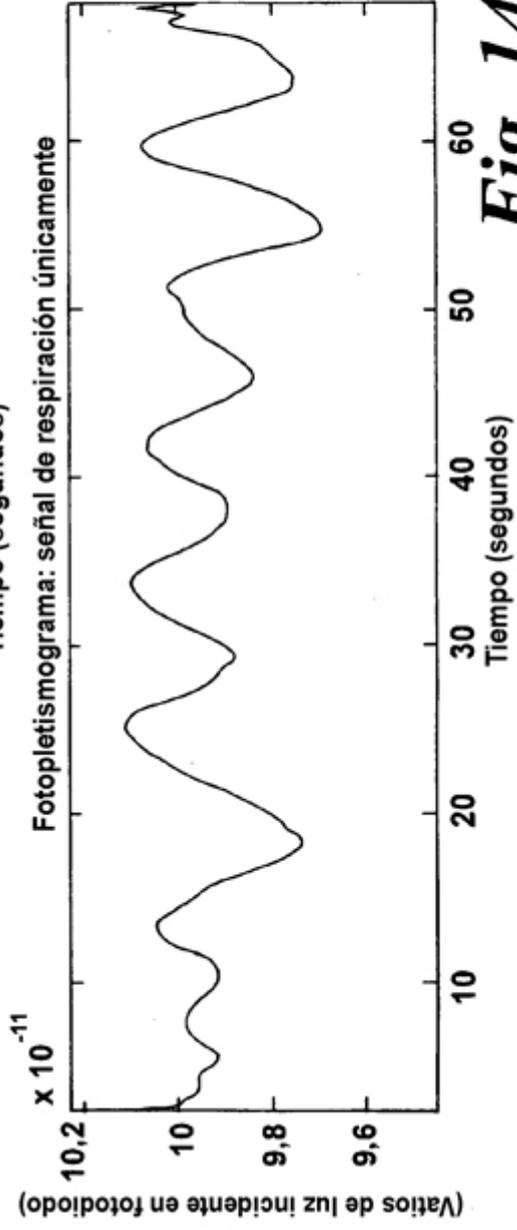
**Fig. 13a**



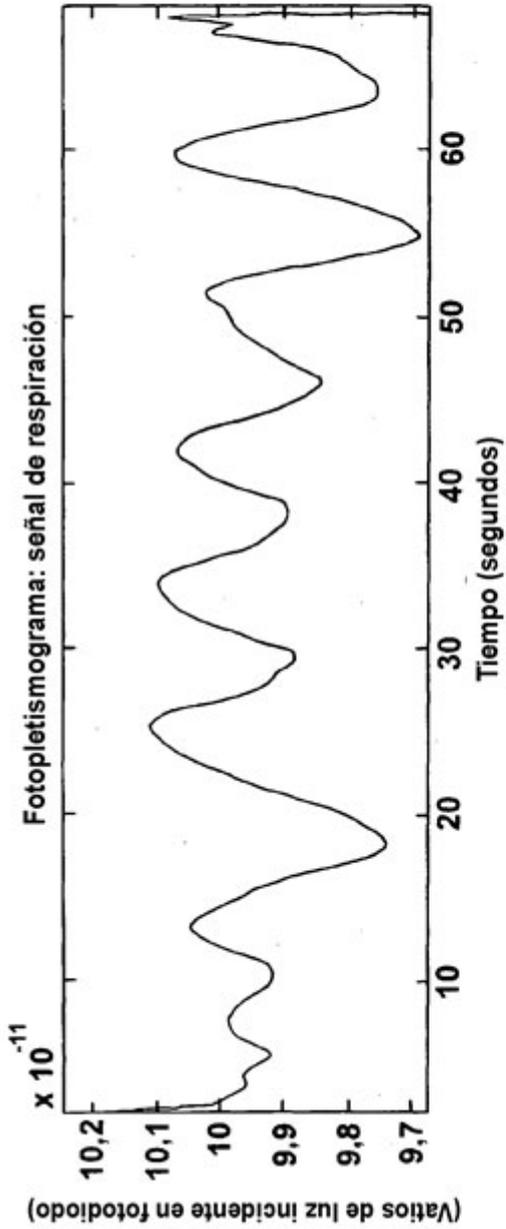
**Fig. 13b**



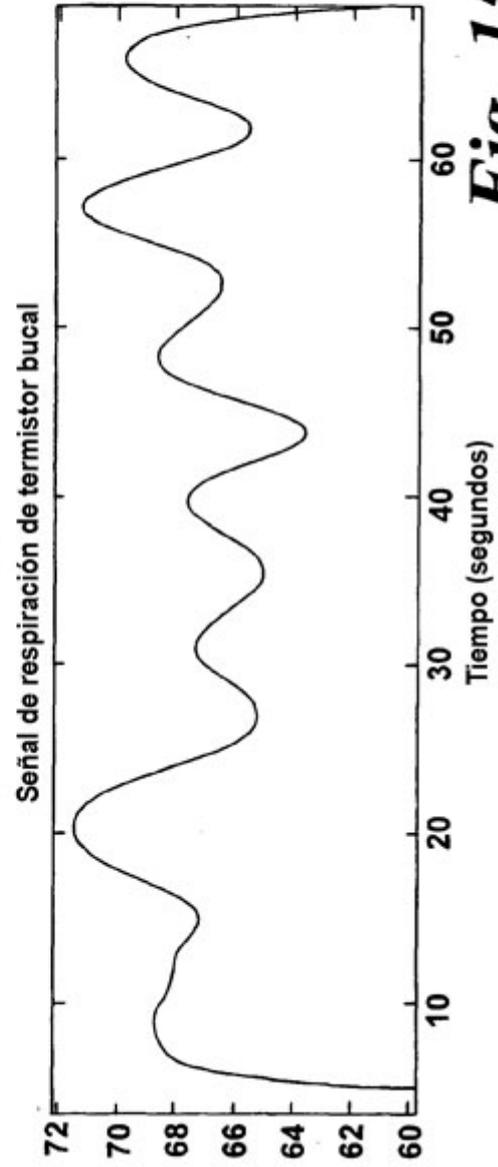
**Fig. 14a**



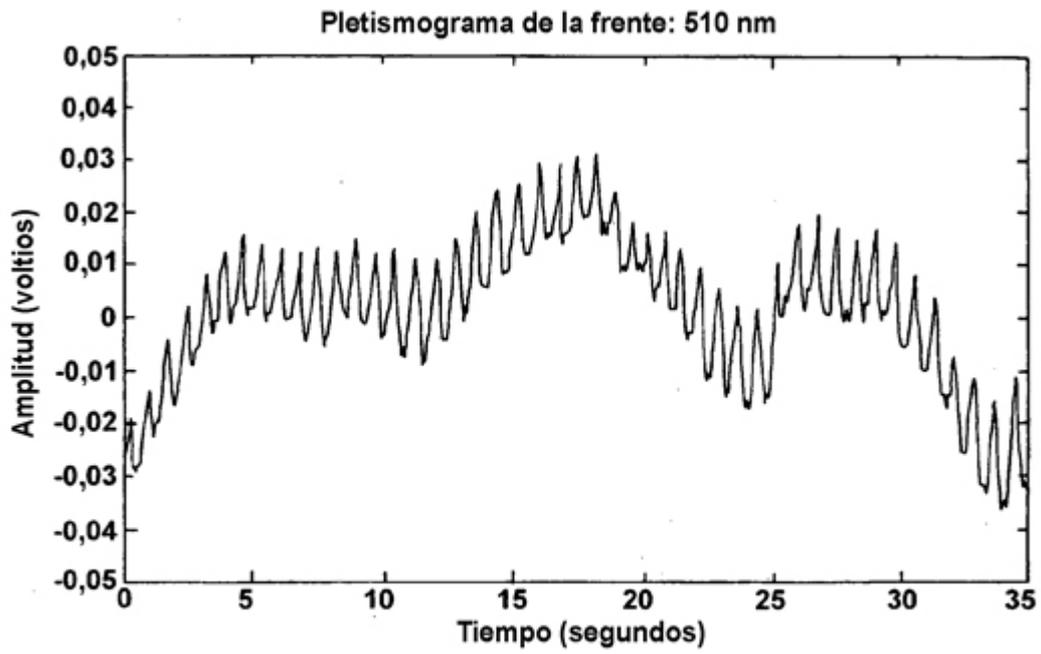
**Fig. 14b**



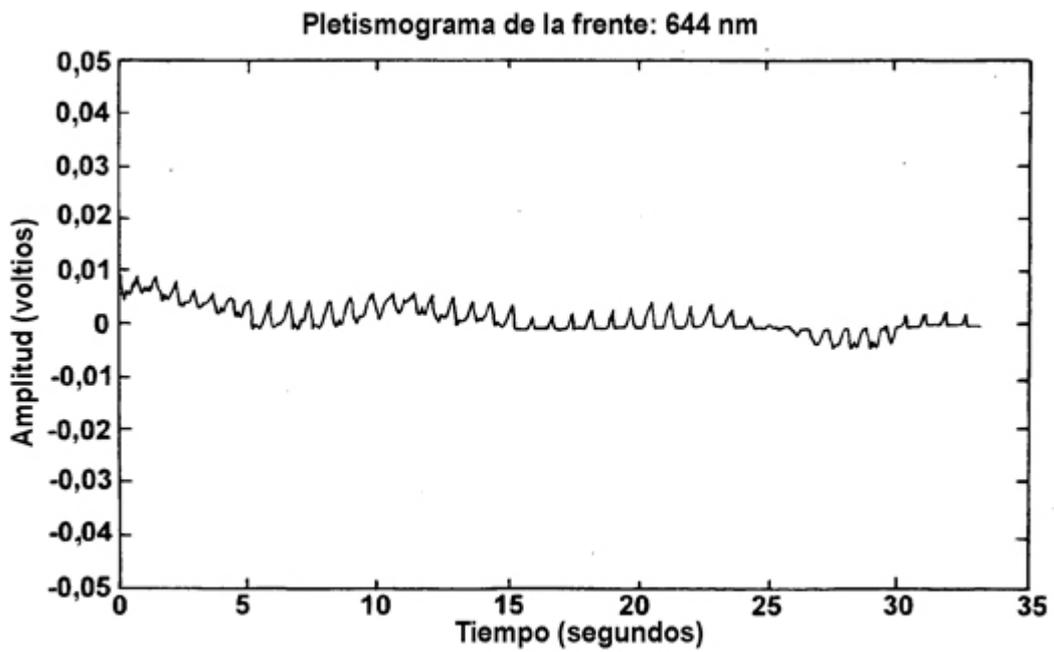
**Fig. 15a**



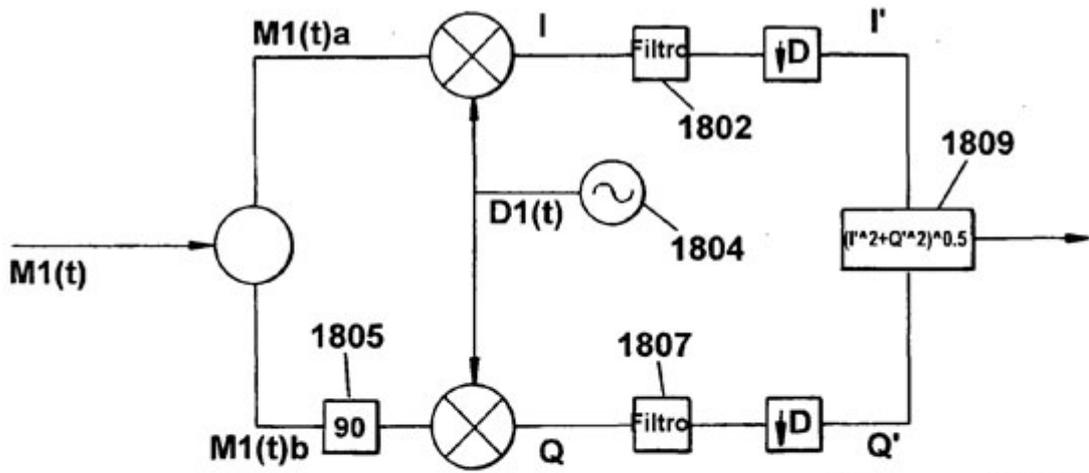
**Fig. 15b**



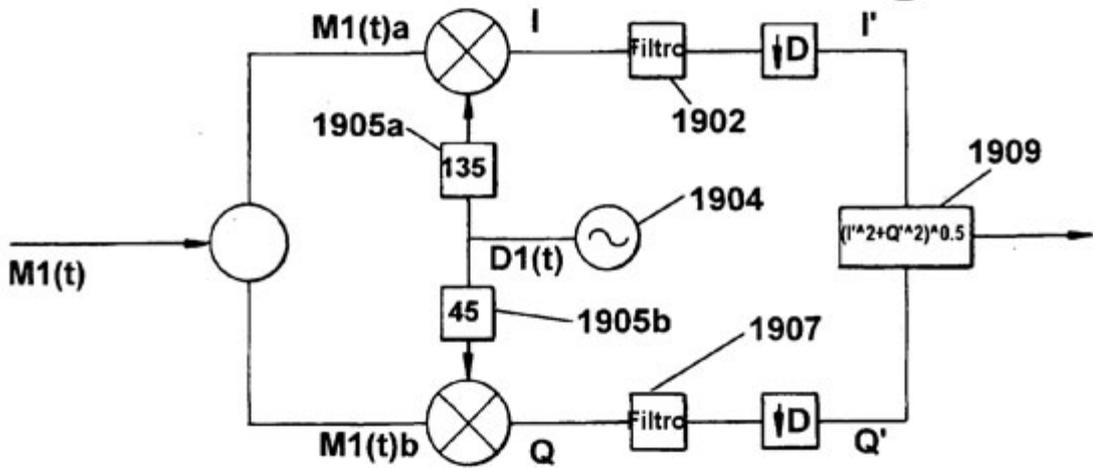
**Fig. 16**



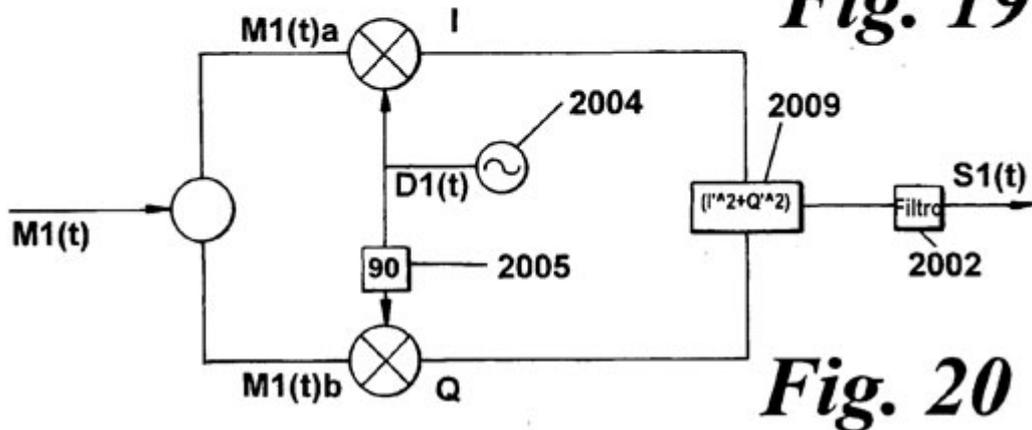
**Fig. 17**



**Fig. 18**



**Fig. 19**



**Fig. 20**