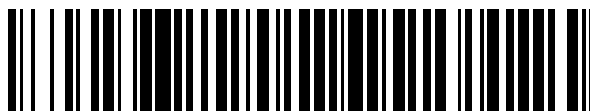


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 725 480**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/145** (2006.01)  
**A61B 5/1455** (2006.01)  
**A61B 5/024** (2006.01)  
**A61B 5/00** (2006.01)  
**A61B 5/02** (2006.01)  
**A61B 5/026** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **25.11.2016 PCT/KR2016/013685**

87 Fecha y número de publicación internacional: **15.06.2017 WO17099395**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **25.11.2016 E 16867370 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.03.2019 EP 3217876**

54 Título: **Método y aparato para corregir una medición no invasiva de la glucosa en sangre**

30 Prioridad:

**09.12.2015 KR 20150175288**

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

**24.09.2019**

73 Titular/es:

**IISM INC. (100.0%)  
(Naseong-dong Sinyoung-Dream Tower) 402 7-16  
Naseongnam-ro  
Sejong 30129, KR**

72 Inventor/es:

**JIN, SEUNG MIN;  
YANG, IL SEUNG;  
BAE, YUN MI;  
PARK, SEONG OAK;  
KIM, YU SIC;  
CHOI, DU CHEON y  
HAN, MU HYEOP**

74 Agente/Representante:

**VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro**

ES 2 725 480 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

## DESCRIPCIÓN

Método y aparato para corregir una medición no invasiva de la glucosa en sangre

### 5 **Campo de la técnica**

La presente invención se refiere a un método y un aparato para la corrección de la medición de la glucosa en sangre de un vaso sanguíneo subcutáneo, y más específicamente a un método y un aparato para la corrección de señales distintas de las señales de glucosa en sangre restando las señales basadas en la luz blanca reflejada desde la piel.

### 10 **Técnica antecedente**

En general, glucosa en sangre se refiere a la glucosa contenida en la sangre. Es esencial para el cuerpo humano el mantenimiento de cierta cantidad de glucosa en sangre para mantener la vida, y la glucosa en sangre que está excesivamente alta induce la diabetes. Midiendo la cantidad de glucosa en sangre en la sangre, se puede saber si se va a mantener una cierta cantidad de glucosa en sangre. En el caso de que se mida una glucosa en sangre en una cantidad fuera de los límites normales, se puede mantener la salud mediante medidas apropiadas.

Los métodos de medición de la glucosa en sangre en un cuerpo vivo se clasifican en general en métodos invasivos y métodos no invasivos. Los métodos invasivos se refieren a métodos de medición de la concentración de la glucosa en sangre en la sangre mediante un tratamiento químico de una muestra de sangre que se ha recolectado pinchando una parte del cuerpo, por ejemplo, un dedo. Sin embargo, dicho método invasivo presenta problemas que pueden suponer una carga psicológica a los pacientes debido a que sus dedos tienen que pincharse para recolectar sangre cada vez que se mide su glucosa en sangre, y se puede inducir una infección inesperada durante el proceso de recolección de sangre.

Recientemente, en respuesta a dicho problema, hay una creciente necesidad de un aparato de medición no invasivo para la medición de la glucosa en sangre en un vaso subcutáneo sin recolectar sangre. Sin embargo, no se había presentado hasta ahora un método ni un aparato para la medición no invasiva de glucosa en sangre utilizando un sensor de imágenes.

### 30 **Divulgación de la invención**

#### 35 **Problema técnico**

Un método y aparato para la corrección de la medición no invasiva de la glucosa en sangre de acuerdo con la presente invención puede utilizar un método de realización de una pluralidad de píxeles a partir de una imagen obtenida utilizando un sensor de imágenes, y analizando la imagen en unidades de píxeles, y extrayendo una señal que se va a medir en un pixel en una parte que se va a medir. Sin embargo, un método para la medición no invasiva de la glucosa en sangre utilizando un sensor de imágenes tiene la desventaja de que, debido al ruido detectado junto con la señal de la glucosa en sangre en la luz reflejada, la cantidad exacta de glucosa en sangre no se puede calcular. Además, cuando se miden las señales de glucosa en sangre en tiempo real, las señales que se detectan en sitios distintos de los vasos sanguíneos pueden tener influencia en la medición exacta del valor de la glucosa en sangre. En particular, las señales de la glucosa en sangre son micro señales que son muy precisas. Por lo tanto, los cambios en el caudal de sangre según los latidos cardíacos y las señales del entorno cutáneo de acuerdo con los entornos cutáneos de los individuos pueden convertirse en ruido que interfiera en el análisis cuantitativo. Por lo tanto, existe la desventaja de que es difícil de extraer las señales fundamentales de la glucosa en sangre de la glucosa en sangre que se mide en tiempo real.

En consecuencia, la presente invención tiene como objetivo proporcionar un método y un aparato que, al medir la cantidad de glucosa en la sangre en un vaso sanguíneo subcutáneo mide y analiza la cantidad de glucosa en sangre exacta corrigiendo la señal de pulso sin recolectar sangre, utilizando un método de corrección de acuerdo con la diferencia entre una primera señal que incluye una señal de glucosa en sangre y una señal del pulso y una segunda señal que incluye una señal del pulso.

Adicionalmente, la presente invención incluye un método y un aparato que corrige las señales del entorno cutáneo incluyendo las señales durante al menos uno de los cambios en el flujo sanguíneo, el espesor de los vasos sanguíneos, y el color de piel, y en consecuencia puede medir la cantidad de glucosa en sangre de manera más exacta.

### 60 **Solución al problema**

La presente invención proporciona un método para la corrección de la medición no invasiva de la glucosa en sangre. El presente método comprende las etapas de la radiación de luz blanca sobre la piel, utilizando una fuente de luz blanca, la filtración de la luz blanca reflejada de la piel mediante un primer filtro de longitud de onda y un segundo filtro de longitud de onda, la obtención de una primera señal que incluye una señal de glucosa en sangre y una señal de pulso basándose en una imagen de vídeo generada por la luz blanca filtrada por el primer filtro de longitud de onda,

la obtención de una segunda señal que incluye una señal de pulso basándose en una imagen de vídeo generada por la luz blanca filtrada por el segundo filtro de longitud de onda, la obtención de una señal de glucosa en sangre restando la segunda señal de la primera señal, y el cálculo de la cantidad de glucosa en sangre en un vaso sanguíneo subcutáneo basándose en la señal de glucosa en sangre obtenida.

5 En una realización, una imagen de vídeo generada por la luz blanca reflejada filtrada por un primer filtro de longitud de onda incluye una tercera señal que incluye una señal de glucosa en sangre, una señal de pulso, y una señal del entorno cutáneo de la primera región de piel, y una cuarta señal que incluye una señal de entorno cutáneo de la segunda región de piel, y la etapa de obtención de la primera señal puede obtener la primera señal, restando la cuarta  
10 señal de la tercera señal.

En una realización, una imagen de vídeo generada por la luz blanca reflejada filtrada por un segundo filtro de longitud de onda incluye una quinta señal que incluye una señal de pulso y una señal de entorno cutáneo de la primera región de piel, y una sexta señal que incluye una señal del entorno cutáneo de la segunda región de piel, y la etapa de  
15 obtención de la segunda señal puede obtener la segunda señal, restando la sexta señal de la quinta señal.

En una realización, la primera región de piel puede ser un vaso sanguíneo subcutáneo, y la segunda región de piel puede ser la piel excluyendo el vaso sanguíneo subcutáneo.

20 En una realización, las señales del entorno cutáneo pueden incluir señales de uno o más cambios en el caudal sanguíneo, el espesor de los vasos sanguíneos, y el color de la piel.

La presente invención proporciona un aparato para la corrección de la medición no invasiva de la glucosa en sangre. El aparato puede incluir un medio para la radiación de luz blanca sobre la piel, utilizando una fuente de luz blanca, un  
25 medio para la filtración de la luz blanca reflejada de la piel mediante un primer filtro de longitud de onda y un segundo filtro de longitud de onda, un medio para la obtención de una primera señal que incluye una señal de glucosa en sangre y una señal de pulso basándose en una imagen de vídeo generada por la luz blanca filtrada por el primer filtro de longitud de onda, un medio para la obtención de una segunda señal que incluye una señal de pulso basándose en una  
30 imagen de vídeo generada por la luz blanca filtrada por el segundo filtro de longitud de onda, un medio para la obtención de una señal de glucosa en sangre restando la segunda señal de la primera señal, y un medio para el cálculo de la cantidad de glucosa en sangre en un vaso sanguíneo subcutáneo basándose en la señal de glucosa en sangre obtenida.

En una realización, una imagen de vídeo generada por la luz blanca reflejada filtrada por un primer filtro de longitud de onda incluye una tercera señal que incluye una señal de glucosa en sangre, una señal de pulso, y una señal del entorno cutáneo de la primera región de piel, y una cuarta señal que incluye una señal de entorno cutáneo de la segunda región de piel, y el medio para la obtención de la primera señal puede obtener la primera señal, restando la  
35 cuarta señal de la tercera señal.

40 En una realización, una imagen de vídeo generada por la luz blanca reflejada filtrada por un segundo filtro de longitud de onda incluye una quinta señal que incluye una señal de pulso y una señal de entorno cutáneo de la primera región de piel, y una sexta señal que incluye una señal del entorno cutáneo de la segunda región de piel, y el medio para la obtención de la segunda señal puede obtener la segunda señal, restando la sexta señal de la quinta señal.

45 En una realización, la primera región de piel puede ser un vaso sanguíneo subcutáneo, y la segunda región de piel puede ser la piel excluyendo el vaso sanguíneo subcutáneo.

En una realización, las señales del entorno cutáneo pueden incluir señales de uno o más cambios en el caudal sanguíneo, el espesor de los vasos sanguíneos, y el color de la piel.

50 **Efectos ventajosos de la invención**

De acuerdo con la presente invención, además de la señal de la glucosa en sangre que se va a medir, se puede corregir una señal de pulso que se mide junto con la señal de la glucosa en sangre. Por lo tanto, se puede obtener  
55 una señal de glucosa en sangre exacta excluyendo la señal de pulso. Como se utiliza la imagen de vídeo de la piel en la que se ha filtrado la luz blanca reflejada por la piel, la cantidad de glucosa en sangre se puede medir sin recolectar sangre. También, incluso si se mide la cantidad de glucosa en sangre varias veces, se pueden reducir las molestias del paciente por la recolección de sangre. Además, se pueden evitar los problemas higiénicos o el riesgo de infección que puede producirse durante el proceso de recolección de sangre.

60 Además, las señales fundamentales de glucosa en sangre se pueden extraer en tiempo real. En consecuencia, existe la ventaja de que se pueden comprobar los cambios de la glucosa en sangre a lo largo del tiempo.

De acuerdo con la presente invención, existe la ventaja de que, corrigiendo el ruido con respecto a las señales del entorno cutáneo, se pueden extraer las señales de glucosa en sangre fundamentales independientemente de las  
65 señales del entorno cutáneo que tenga el individuo.

Además, el aparato para la corrección de la medición no invasiva de la glucosa en sangre de acuerdo con la presente invención extrae las señales de glucosa en sangre analizando imágenes de vídeo mediante un sensor de imágenes de una cámara. Por lo tanto, el aparato puede implementarse de tal manera que sea compacto y conveniente para transportarlo. En consecuencia, el coste que se gasta en el procedimiento de fabricación del aparato se puede reducir.

**Breve descripción de los dibujos**

La FIG. 1 es un diagrama simplificado de un sistema para la corrección de una medición no invasiva de la glucosa en sangre de acuerdo con una realización de la presente invención.

La FIG. 2 es un diagrama de bloques que ilustra el servidor del sistema para la corrección de una medición no invasiva de la glucosa en sangre de acuerdo con una realización de la presente invención.

La FIG. 3 ilustra un método para la corrección de la medición no invasiva de la glucosa en sangre por la obtención de una señal de glucosa en sangre en la que la señal de pulso se ha corregido de acuerdo con el método de la presente invención.

La FIG. 4 ilustra el espectro de una longitud de onda filtrada mediante un primer filtro de longitud de onda y un segundo filtro de longitud de onda.

La FIG. 5a ilustra una primera señal que incluye una señal de glucosa en sangre y una señal de pulso.

La FIG. 5b ilustra una segunda señal que incluye una señal de pulso.

La FIG. 5c ilustra una señal de glucosa en sangre obtenida restando la segunda señal de la primera señal.

La FIG. 6 ilustra un método para la corrección de la medición no invasiva de la glucosa en sangre por la obtención de una señal de glucosa en sangre en la que la señal de pulso y la señal de entorno cutáneo se han corregido de acuerdo con el método de la presente invención.

La FIG. 7 ilustra un método para el análisis de una imagen de vídeo en una pluralidad de píxeles utilizando un sensor de imagen en píxeles.

**Mejor modo para llevar a cabo la invención**

De aquí en adelante, en referencia a los dibujos adjuntos, se explican con detalle los ejemplos de la presente invención de manera que un experto con un conocimiento en el campo de la técnica a la que pertenece la invención pueda llevar a cabo fácilmente la invención. La presente invención puede implementarse de varias formas diferentes, y no se limita a los ejemplos que se explican en el presente documento.

La FIG. 1 es un diagrama simplificado de un sistema para la corrección de una medición no invasiva de la glucosa en sangre de acuerdo con una realización de la presente invención.

En referencia a la FIG. 1, el sistema para la corrección de la medición no invasiva de la glucosa en sangre con respecto a una realización de la presente invención comprende un servidor (100), una pluralidad de cámaras (200) que obtienen imágenes de vídeo filtrando la luz blanca reflejada de la piel, una red de comunicaciones (300) que conecta la pluralidad de cámaras (200) y el servidor (100), y aunque no se muestra, una fuente de luz (400) que irradia luz blanca.

De manera específica, el método para la medición no invasiva de la glucosa en sangre utilizando un sensor de imagen de una cámara de acuerdo con la presente invención puede utilizar un método de medición del valor absoluto de glucosa en sangre analizando con precisión en unidades de píxel una imagen de vídeo que incluye un vaso sanguíneo subcutáneo obtenido en una pluralidad de píxeles mediante los sensores de imagen (212 y 222) de las cámaras (200), sabiendo de esta manera la localización del vaso sanguíneo y calculando el caudal de vaso sanguíneo a partir del espesor del vaso sanguíneo y la velocidad del flujo sanguíneo. Sin embargo, en este método, existían problemas por que las señales que se detectaban en lugares distintos de los vasos sanguíneos podían tener influencia en el valor exacto de medición de la glucosa en sangre, y como las señales de la glucosa en sangre son micro señales que son muy precisas, los cambios en el caudal sanguíneo de acuerdo con los latidos cardíacos y las señales del entorno cutáneo de acuerdo con los entornos cutáneos de los individuos podía convertirse en ruido que interfería el análisis cuantitativo.

Para resolver dichos problemas, el servidor (100) para llevar a cabo el método para la corrección de la medición no invasiva de la glucosa en sangre de acuerdo con una realización de la presente invención se caracteriza por que es capaz de obtener señales de la glucosa en sangre fundamentales en tiempo real corrigiendo la señal de pulso que indican los cambios en el caudal sanguíneo de acuerdo con los latidos cardíacos y la señal del entorno cutáneo que cambia según la localización de la detección, y al mismo tiempo proporcionando un aparato para la medición de la glucosa en sangre que sea pequeño y conveniente para transportar. Las operaciones del servidor (100) se explicarán posteriormente.

Además, la pluralidad de cámaras (200) puede comprender un cámara de información de la glucosa (210) y una cámara de información del pulso (220), y la cámara de información de la glucosa (210) comprende un primer filtro (211) de longitud de onda y un sensor de imagen (212), y la cámara de información del pulso (220) incluye un segundo filtro (221) de longitud de onda y un sensor de imagen (222). Por conveniencia de la explicación, aunque la FIG. 1 ilustra una pluralidad de cámaras (200), el sistema para la corrección de medición no invasiva de glucosa en sangre

de acuerdo con la presente invención no tiene que tener necesariamente una pluralidad de cámaras que comprenden en una pluralidad de filtros y una pluralidad de sensores de imagen, sino que una cámara puede comprender una pluralidad de filtros y una pluralidad de sensores de imagen, un sensor de imagen de una cámara puede detectar la misma región en diferentes imágenes de vídeo, o una pluralidad de cámaras puede comprender un filtro y una pluralidad de sensores de imagen.

Entre tanto, la luz blanca reflejada de la piel pasa a través de la lente de la cámara de información de glucosa en sangre (210) y la lente de la cámara de información del pulso (220), y la luz que pasa a través de la cámara de información de glucosa en sangre (210) pasa a través del primer filtro (211) de longitud de onda, y la luz que pasa a través de la cámara de información del pulso (220) pasa a través del segundo filtro (221) de longitud de onda. El sensor de imagen (212) de la cámara de información de glucosa en sangre (210) se percata de una imagen de vídeo que consiste en una pluralidad de píxeles de la luz que pasa a través del primer filtro (211) de longitud de onda, y el sensor de imagen (222) de la cámara de información del pulso (220) se percata de una imagen de vídeo que consiste en una pluralidad de píxeles de la luz que pasa a través del segundo filtro (221) de longitud de onda. La cámara de información de la glucosa en sangre (210) y la cámara de información del pulso (220) pueden extraer diferente información con respecto a la misma región de piel utilizando filtros ópticos especiales, es decir, el primer filtro (211) de longitud de onda y el segundo filtro (221) de longitud de onda.

Entre tanto, la red de comunicaciones (300) lleva a cabo un papel de conexión de la pluralidad de cámaras (200) y el servidor (100). Es decir, la red de comunicaciones (300) se refiere a una red de comunicaciones que proporciona una vía de contacto de manera que la pluralidad de cámaras (200) puede transmitir y recibir imágenes de vídeo después de ponerse en contacto con el servidor (100).

Entre tanto, la fuente de luz (400) puede ser preferentemente una fuente de luz blanca que tiene el alcance más amplio de longitud de onda, pero no se limita a una fuente de luz blanca. La fuente de luz (400) lleva a cabo el papel de irradiar luz sobre la piel, y la fuente de luz (400) que irradia luz y las cámaras (200) que generan las imágenes de vídeo al recibir la luz reflejada operan de manera independiente entre ellas.

La FIG. 2 es un diagrama de bloques que muestra el servidor (100) del sistema para la corrección de una medición no invasiva de la glucosa en sangre.

En referencia a la FIG. 2, el servidor (100) del sistema para la corrección de la medición no invasiva de la glucosa en sangre de acuerdo con una realización de la presente invención comprende una unidad de procesamiento de señal (101) que genera una tercera señal a una sexta señal a partir de las imágenes de vídeo transmitidas por la pluralidad de cámaras (200), una unidad de corrección de la señal del entorno cutáneo (102) que resta una cuarta señal y una sexta señal, que son señales del entorno cutáneo, respectivamente, de la tercera señal y quinta señal generadas, una unidad de corrección de la señal del pulso (103) que resta la segunda señal de la cual se había restado la sexta señal que es una señal de entorno cutáneo de la primera señal de la cual se había sustraído la cuarta señal que es una señal de entorno cutáneo, y una unidad de contenido de glucosa en sangre (104) que calcula la cantidad de glucosa en sangre basándose en la señal obtenida restando la segunda señal de la primera señal.

Específicamente, en la unidad de procesamiento de la señal (101) del servidor (100), cuando una imagen de vídeo que pasó a través de un primer filtro (211) de longitud de onda de la cámara de información de la glucosa en sangre (210) se analiza, el alcance de la longitud de onda que corresponde al espectro de información de glucosa en sangre se filtra, y el sensor de imagen puede generar una tercera señal que incluye una señal de glucosa en sangre, una señal de pulso, y una señal de entorno cutáneo del pixel en la parte del vaso sanguíneo de la imagen de vídeo, y una cuarta señal que incluyen una señal de entorno cutáneo del pixel de la piel que excluye el vaso sanguíneo. Cuando una imagen de vídeo que pasó a través del segundo filtro (30) de longitud de onda de la cámara de información del pulso (220) se analiza, el alcance de la longitud de onda que corresponde al espectro de información del pulso se filtra, y el sensor de imagen puede generar una quinta señal que incluye una señal del pulso, una señal de pulso, y una señal de entorno cutáneo del pixel en la parte del vaso sanguíneo de la imagen de vídeo, y una sexta señal que incluyen una señal de entorno cutáneo del pixel de la piel que excluye el vaso sanguíneo. Aquí, se hace referencia a la parte del vaso sanguíneo de la piel como la primera región, y se puede hacer referencia a la parte de la piel excluyendo el vaso sanguíneo como la segunda región.

La unidad de corrección de la señal del entorno cutáneo (102) del servidor (100) resta la cuarta señal que incluye una señal de entorno cutáneo de la piel que excluye el vaso sanguíneo de la tercera señal que incluye una señal de glucosa en sangre, una señal de pulso, y una señal de entorno cutáneo del vaso sanguíneo, obteniendo de esta manera la primera señal en la que la señal de entorno se ha corregido. La unidad de corrección de la señal del entorno cutáneo (102) del servidor (100) también resta la sexta señal que incluye una señal de entorno cutáneo de la piel que excluye el vaso sanguíneo de la quinta señal que incluye una señal de pulso y una señal de entorno cutáneo del vaso sanguíneo, obteniendo de esta manera la segunda señal en la que la señal de entorno cutáneo se ha corregido.

La unidad de corrección de la señal de pulso (103) del servidor (100) puede restar la segunda señal que incluye una señal de pulso de la primera señal que incluye una señal de glucosa en sangre y una señal de pulso. La señal de glucosa en sangre en la que la señal de pulso y la señal de entorno cutáneo se han corregido puede obtenerse

restando la segunda señal de la primera señal. En consecuencia, corrigiendo la señal de pulso y la señal de entorno cutáneo de la imagen de vídeo de la cámara, se puede extraer una señal exacta de la glucosa en sangre independientemente de los cambios en el caudal sanguíneo según los latidos cardíacos y los entornos cutáneos de los individuos.

5 La unidad de cálculo del contenido de glucosa en sangre (104) del servidor (100) lleva a cabo un papel de cálculo del caudal de sangre multiplicando el espesor del vaso sanguíneo y la velocidad del flujo sanguíneo basándose en la señal de glucosa en sangre obtenida por la unidad de corrección de la señal de pulso (103), y el cálculo del valor exacto de la glucosa en sangre basándose en el caudal de flujo sanguíneo calculado.

10 La FIG. 3 es un diagrama de flujo que ilustra el método para la medición no invasiva de la glucosa en sangre de acuerdo con una realización de la presente invención. El método para la medición no invasiva de la glucosa en sangre de acuerdo con una realización de la presente invención se explica de la siguiente manera en referencia al dibujo.

15 Primero, se irradia luz blanca sobre la piel de la persona a la que se va a medir utilizando la fuente de luz (400) (etapa S300). La luz blanca tiene el alcance más amplio de longitud de onda y por lo tanto es apropiada para la medición de la glucosa en sangre. Sin embargo, la fuente de luz no se limita a la luz blanca.

20 La luz blanca reflejada por la piel sobre la cual se ha irradiado la luz blanca se filtra pasándola a través de un primer filtro de longitud de onda (211) y el segundo filtro de longitud de onda (221) de las cámaras (200) (etapa S310). Como se ilustra en la FIG. 4, cuando la luz reflejada por la piel se filtra mediante diferentes filtros ópticos especiales, se puede obtener una información del espectro diferente con respecto a la misma región de piel dependiendo del alcance de longitud de onda filtrada por los filtros ópticos especiales. En consecuencia, la presente invención filtra el alcance de longitud de onda correspondiente a la información del espectro del pulso utilizando un segundo filtro de longitud de onda (221) que es un filtro óptico especial para la selección de la información del pulso, y filtra el alcance de la longitud de onda correspondiente a la información del espectro de la glucosa en sangre utilizando un primer filtro de longitud de onda (211) que es un filtro óptico especial para seleccionar la información de la glucosa en sangre. La luz que pasa a través del primer filtro de longitud de onda (211) de la cámara de información de la glucosa en sangre (210) se materializa como una imagen de vídeo que consiste en una pluralidad de píxeles a través del sensor de imagen (212) de la cámara de información de la glucosa en sangre (210). La luz que pasa a través del segundo filtro de longitud de onda (221) de la cámara de información del pulso (220) se materializa como una imagen de vídeo que consiste en una pluralidad de píxeles a través del sensor de imagen (222) de la cámara de información del pulso (220). El servidor (100) recibe las imágenes de vídeo materializadas a través de la red de comunicaciones (300).

35 La unidad de procesamiento de la señal (101) del servidor (100) puede generar de una tercera señal a una sexta señal, y la unidad de corrección de la señal del entorno cutáneo (102) puede generar una primera señal que incluye una señal de glucosa en sangre y una señal de pulso (etapa S320). En referencia a la FIG. 5a, ilustra la primera señal (1) que incluye una señal de glucosa en sangre y una señal de pulso obtenidas mediante la imagen de vídeo generada por la luz blanca filtrada por el primer filtro de longitud de onda (211).

40 La unidad de procesamiento de la señal (101) del servidor (100) puede generar de una tercera señal a una sexta señal, y la unidad de corrección de la señal del entorno cutáneo (102) puede generar una segunda señal que incluye una señal de pulso basada en la quinta señal (etapa S330). En referencia a la FIG. 5b, ilustra la segunda señal (2) que incluye una señal de pulso obtenida mediante la imagen de vídeo generada por la luz blanca filtrada por el segundo filtro de longitud de onda (221).

50 La unidad de corrección de la señal de pulso (103) del servidor (100) resta la segunda señal de la primera señal obtenida (etapa S340). En referencia a la FIG. 5c, ilustra un gráfico que indica el resultado de la obtención de una señal de glucosa en sangre (3) restando la segunda señal (2) en la que se mide una señal de pulso de la primera señal (1) en la que se miden juntas una señal de la glucosa en sangre y una señal de pulso. Aquí, se entiende que la señal de glucosa en sangre (3) tiene corregida la señal del pulso, y los cambios en el caudal sanguíneo de acuerdo con los latidos cardíacos no se detectan en conjunto.

55 La unidad de cálculo de la glucosa en sangre (104) del servidor (100) calcula el valor exacto de la glucosa en sangre basándose en el caudal sanguíneo calculado y la señal de glucosa en sangre (3) obtenida en la que se ha corregido la señal del pulso (etapa S350).

60 La FIG. 6 es un diagrama de flujo que ilustra un método para la corrección de una medición no invasiva de la glucosa en sangre de acuerdo con otro ejemplo de la presente invención. Las etapas que se explican anteriormente no se explican para evitar la redundancia.

65 La etapa de obtención de la primera señal (etapa S320) comprende la etapa de obtener una tercera señal que incluye una señal de glucosa en sangre, una señal de pulso, y una señal de entorno cutáneo, y una cuarta señal que incluye una señal de entorno cutáneo en la unidad de procesamiento de la señal (101) del servidor (100) (etapa S321), y la etapa de restar la cuarta señal de la tercera señal en la unidad de corrección de la señal de entorno cutáneo (102) (etapa S322). A este respecto, la FIG. 7 ilustra la información obtenida por la unidad de procesamiento de la señal

(101) del servidor (100) al analizar la información recibida por cada píxel del sensor de imagen en unidades de píxeles, y separando los píxeles correspondientes al vaso sanguíneo y los píxeles correspondientes a la piel excluyendo el vaso sanguíneo. Como se puede ver en el gráfico en la parte inferior de la FIG. 7, la señal obtenida de los píxeles en los que se localiza el vaso sanguíneo es diferente de la señal obtenida de los píxeles de la piel excluyendo el vaso sanguíneo. En particular, la señal obtenida de la piel excluyendo el vaso sanguíneo puede corresponderse con una señal de entorno cutáneo. Restando la señal de entorno cutáneo obtenida de dicha manera de la señal obtenida de los píxeles en los que se localiza el vaso sanguíneo, la presente invención puede corregir los errores de acuerdo con los entornos cutáneos de los individuos.

Volviendo a la etapa S321, la unidad de procesamiento de señal (101) del servidor (100) puede obtener una tercera señal que incluya una señal de glucosa en sangre, una señal de pulso, y una señal de entorno cutáneo a partir de los píxeles en los que se localiza el vaso sanguíneo, analizando la localización del vaso sanguíneo en unidades de píxeles de la imagen de vídeo que consiste en una pluralidad de píxeles que pasan a través del primer filtro de longitud de onda (211). También, la unidad de procesamiento de señal (101) del servidor (100) puede obtener una cuarta señal que incluya una señal de entorno cutáneo a partir de los píxeles en la localización de la piel que excluye el vaso sanguíneo. La unidad de corrección de la señal del entorno cutáneo (102) del servidor (100) puede obtener una primera señal en la que la señal de entorno cutáneo se ha corregido restando la cuarta señal de la tercera señal.

La etapa de obtención de la segunda señal (etapa S330) comprende la etapa de obtener una quinta señal que incluye una señal de pulso, y una señal de entorno cutáneo, y una sexta señal que incluye una señal de entorno cutáneo en la unidad de procesamiento de la señal (101) del servidor (100) (etapa S331), y la etapa de obtener la segunda señal restando la quinta señal de la quinta señal en la unidad de corrección de la señal de entorno cutáneo (102) (etapa S332). Más específicamente, como la unidad de procesamiento de la señal (101) del servidor (100) puede analizar la información recibida por cada píxel del sensor de imagen por píxel, puede obtener la información separando los píxeles correspondientes al vaso sanguíneo y los píxeles correspondientes a la piel excluyendo el vaso sanguíneo. Por lo tanto, la unidad de procesamiento de señal (101) del servidor (100) puede obtener una quinta señal que incluya una señal de pulso, y una señal de entorno cutáneo a partir de los píxeles en los que se localiza el vaso sanguíneo, analizando la localización del vaso sanguíneo en unidades de píxeles de la imagen de vídeo que consiste en una pluralidad de píxeles que pasan a través del segundo filtro de longitud de onda (221). También, la unidad de procesamiento de señal (101) del servidor (100) puede obtener una sexta señal que incluya una señal de entorno cutáneo a partir de los píxeles en la localización de la piel que excluye el vaso sanguíneo. La unidad de corrección de la señal del entorno cutáneo (102) del servidor (100) puede obtener una segunda señal en la que la señal de entorno cutáneo se ha corregido restando la sexta señal de la quinta señal.

La unidad de corrección de la señal del pulso (103) del servidor (100) puede obtener una señal de glucosa en sangre en la que la señal de entorno cutáneo y la señal del pulso se han corregido (S350), restando la segunda señal de la primera señal en la que la señal del entorno cutáneo se ha corregido (S340).

La presente invención se refiere a la extracción de la señal de glucosa en sangre exacta irradiando luz blanca sobre la piel de la persona cuya glucosa en sangre se va a medir, filtrar la luz reflejada de la piel mediante un filtro que tiene una longitud de onda específica, y restando varias señales que se obtienen analizando la luz filtrada con un sensor de imagen. De acuerdo con la presente invención, además de la señal de la glucosa en sangre que se va a medir, se puede corregir una señal de pulso que se mide junto con la señal de la glucosa en sangre. Por lo tanto, se puede obtener una señal de glucosa en sangre exacta excluyendo la señal de pulso. Como se utiliza la imagen de vídeo de la piel en la que se ha filtrado la luz blanca reflejada por la piel, la cantidad de glucosa en sangre se puede medir sin recolectar sangre. También, incluso si la cantidad de glucosa en sangre se mide varias veces, la molestia del paciente respecto a la recolección de sangre se puede reducir. Además, se pueden evitar los problemas higiénicos o el riesgo de infección que puede producirse durante el proceso de recolección de sangre.

Además, las señales fundamentales de glucosa en sangre se pueden extraer en tiempo real. En consecuencia, existe la ventaja de que se pueden comprobar los cambios de la glucosa en sangre a lo largo del tiempo.

De acuerdo con la presente invención, existe la ventaja de que, corrigiendo el ruido con respecto a las señales del entorno cutáneo, se pueden extraer las señales de glucosa en sangre fundamentales independientemente de las señales del entorno cutáneo que tenga el individuo.

Además, el aparato para la corrección de la medición no invasiva de la glucosa en sangre de acuerdo con la presente invención extrae las señales de glucosa en sangre analizando imágenes de vídeo mediante un sensor de imágenes de una cámara. Por lo tanto, el aparato puede implementarse de tal manera que sea pequeño y conveniente para transportarlo. En consecuencia, el coste que se gasta en el procedimiento de fabricación del aparato se puede reducir.

Con respecto a los ejemplos de la presente invención que se desvelaron en el cuerpo principal, se sugirieron explicaciones estructurales o funcionales específicas solamente con el fin de explicar los ejemplos de la presente invención. Por lo tanto, los ejemplos de la presente invención se pueden llevar a cabo de distintas formas, y no se deberían interpretar como que se limitan a los ejemplos explicados en el cuerpo principal. Lo que se establece con respecto a "un ejemplo", "una característica", "una realización" o "característica" en las descripciones en general de la

5 presente memoria descriptiva significa que la característica, estructura o características específicas que se explican con respecto a dichas características y/o ejemplos se incluyen en al menos una característica y/o ejemplo en la clave reivindicada. Por lo tanto, las expresiones "en un ejemplo", "un ejemplo", "una realización", "en una característica" o "características" que aparece en varias partes de la presente memoria descriptiva no se refiere necesariamente a las mismas características y/o ejemplos, Además, las características específicas, estructuras o características se pueden combinar con al menos un ejemplo y/o característica.

10 Se pueden hacer distintas modificaciones en la presente invención, y la presente invención puede tener distintas formas. Por lo tanto, se ilustrarán ejemplos específicos en los dibujos, y se explicarán con detalle en el presente documento. Sin embargo, los ejemplos no tienen la intención de limitar la presente invención a una forma específica de realización. Al contrario, los ejemplos se deberían entender como que incluyen todas las modificaciones, equivalentes o sustituciones que estén incluidas en la idea y el alcance técnico de la presente invención.

15 Los términos tales como "un primer" y "un segundo" se pueden utilizar para explicar distintos elementos. Sin embargo, los elementos no se deberían limitar por dichos términos. Los términos se pueden utilizar con el fin de distinguir un elemento de otro elemento. Por ejemplo, se puede hacer referencia a un primer elemento como un segundo elemento sin desviarse del alcance de protección de la presente invención, y de manera similar, se puede hacer referencia a un segundo elemento como un primer elemento.

20 Los términos utilizados en la presente invención se utilizan solamente para explicar ejemplos específicos, y no pretenden limitar la presente invención. Una expresión singular, incluye la expresión en plural, a menos de que explícitamente signifique una forma diferente en términos de contexto. En la presente invención, los términos tales como "incluir" o "tener" se debería entender que significa que las características, números, etapas, operaciones, elementos, componentes que se explican, o una combinación de los mismos existe, y no para impedir la existencia de  
 25 una o más de otras características, números, etapas, operaciones, elementos, componentes, o una combinación de los mismos o la posibilidad de añadirlos. A menos que se defina otra cosa, todos los términos utilizados en el presente documento incluyendo los términos científicos o técnicos tienen el mismo significado que entiende en general un experto habituado en la técnica a la que pertenece la invención. Los términos como se definen en los diccionarios que se utilizan en general se debería interpretar que tienen el mismo significado que tienen en el contexto de tecnología  
 30 relacionadas. También, a menos de que se defina claramente en la presente solicitud, los términos no se deberían interpretar como que tengan un significado idealista o excesivamente superficial.

[Descripción de los números de referencia]

35 100: Servidor  
 200: una pluralidad de cámaras  
 300: red de comunicaciones  
 400: fuente de luz

40



**REIVINDICACIONES**

1. Un método para la corrección de una medición no invasiva de la glucosa en sangre, que comprende:

5 la irradiación de luz en la región de piel que se va a medir;  
la obtención de una imagen de píxeles de la región de piel que incluye un vaso sanguíneo subcutáneo con la luz reflejada de la piel utilizando un sensor de imagen de una cámara, incluyendo la cámara un primer filtro de longitud de onda para la selección de la información de glucosa en sangre y un segundo filtro de longitud de onda para la selección de la información del pulso, y la obtención de la imagen de píxeles que comprende:

10 la obtención de una primera imagen de píxeles pasando la luz reflejada a través del primer filtro; y  
la obtención de una segunda imagen de píxeles pasando la luz reflejada a través del segundo filtro;

15 la identificación de los píxeles correspondientes al vaso sanguíneo subcutáneo de entre la imagen de píxeles obtenida, y la selección de un primer píxel que se corresponde con una localización específica de la piel de entre los píxeles identificados, y la obtención de una primera señal que indica los cambios en la información de los píxeles a lo largo del tiempo en el primer píxel de la primera imagen de píxeles, y la obtención de una segunda señal que indica los cambios en la información de los píxeles a lo largo del tiempo en el primer píxel de la segunda imagen de píxeles, incluyendo la primera señal obtenida la información de la glucosa en sangre y la información del pulso de una región específica del vaso sanguíneo subcutáneo, e incluyendo la segunda señal obtenida la información del pulso de la región específica del vaso sanguíneo subcutáneo;

20 la obtención de una señal de glucosa en sangre eliminando la segunda señal de la primera señal; y  
el cálculo de la cantidad de glucosa en sangre de la señal de glucosa en sangre.

25 2. El método para la corrección de una medición no invasiva de la glucosa en sangre de acuerdo con la reivindicación 1, en el que:

30 la imagen de píxeles incluye información del entorno cutáneo, y  
la obtención de la primera señal y la segunda señal comprende la corrección de la información del entorno cutáneo.

3. El método para la corrección de una medición no invasiva de la glucosa en sangre de acuerdo con la reivindicación 2, en el que:

35 la corrección de la información del entorno cutáneo comprende:

la selección de un segundo píxel, de entre la imagen de píxeles obtenida, que se corresponde con una localización específica de la piel por la que no pasa un vaso sanguíneo subcutáneo;  
la obtención de una tercera señal que indica los cambios en la información de píxel a lo largo del tiempo en el segundo píxel de la primera imagen de píxeles; la obtención de una cuarta señal que indica los cambios en la información de píxel a lo largo del tiempo en el segundo píxel de la segunda imagen de píxeles; la obtención de la primera señal en la que la información de entorno cutáneo se ha corregido eliminando la tercera señal de la señal que indica los cambios en la información de píxel a lo largo del tiempo en el primer píxel de la primera imagen de píxeles; y  
la obtención de la segunda señal en la que la información de entorno cutáneo se ha corregido eliminando la cuarta señal de la señal que indica los cambios en la información de píxel a lo largo del tiempo en el primer píxel de la segunda imagen de píxeles.

4. El método para la corrección de una medición no invasiva de la glucosa en sangre de acuerdo con la reivindicación 3, en el que:

50 el primer píxel que se corresponde con la región identificada como un vaso sanguíneo subcutáneo y el segundo píxel que se corresponde con la región de piel identificada como por donde no pasa el vaso sanguíneo subcutáneo son píxeles adyacentes.

55 5. El método para la corrección de una medición no invasiva de la glucosa en sangre de acuerdo con la reivindicación 2, en el que:

60 la información del entorno cutáneo es la información con respecto a uno o más de los cambios en el caudal sanguíneo, el espesor de los vasos sanguíneos, y el color de la piel.

6. El método para la corrección de una medición no invasiva de la glucosa en sangre de acuerdo con la reivindicación 1, en el que:

65 la luz es luz blanca.

7. El método para la corrección de una medición no invasiva de la glucosa en sangre de acuerdo con la reivindicación

1, en el que:

el primer filtro de longitud de onda es un filtro óptico especial que pasa la banda de longitud de onda en la que se extrae el espectro de información de la glucosa en sangre, y el segundo filtro de longitud de onda es un filtro óptico especial que pasa una banda de longitud de onda, que es diferente de la banda de longitud de onda en la que se extrae el espectro de información de la glucosa en sangre, donde se extrae la información del espectro del pulso.

8. El método para la corrección de una medición no invasiva de la glucosa en sangre de acuerdo con la reivindicación 1, en el que:

el cálculo de la cantidad de glucosa en sangre a partir de la señal de glucosa en sangre comprende el cálculo del caudal sanguíneo del vaso sanguíneo a partir de la señal de glucosa en sangre, y la medición del valor absoluto de glucosa en sangre basándose en el espesor del vaso sanguíneo y el caudal sanguíneo.

9. El método para la corrección de una medición no invasiva de la glucosa en sangre de acuerdo con la reivindicación 1, en el que:

la región de la piel que incluye el vaso sanguíneo subcutáneo es la muñeca.

10. El método para la corrección de una medición no invasiva de la glucosa en sangre de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado por que:**

la señal de glucosa en sangre se puede medir con solo un pulso, de manera que puede ser posible la comprobación de la glucosa en sangre en tiempo real.

11. Un aparato para la corrección de una medición no invasiva de la glucosa en sangre, que comprende:

una fuente de luz que irradia luz sobre la región de piel que se va a medir; y  
una cámara que incluye un sensor de imagen para la obtención de una imagen de píxeles de la región de piel que incluye un vaso sanguíneo subcutáneo a partir de la luz reflejada por la piel, incluyendo la cámara un primer filtro de longitud de onda para la selección de la información de glucosa en sangre y un segundo filtro de longitud de onda para la selección de la información del pulso, e incluyendo la imagen de píxeles una primera imagen de píxeles obtenida pasando la luz reflejada a través del primer filtro y una segunda imagen de píxeles obtenida pasando la luz reflejada a través del segundo filtro; y

una unidad de procesamiento de la información de glucosa en sangre configurada para:

la identificación de los píxeles correspondientes al vaso sanguíneo subcutáneo de la imagen de píxeles obtenida, la selección de un primer píxel que se corresponde con una localización específica de la piel de entre los píxeles identificados, la obtención de una primera señal que indica los cambios en la información de los píxeles a lo largo del tiempo en el primer píxel de la primera imagen de píxeles, y la obtención de una segunda señal que indica los cambios en la información de píxel a lo largo del tiempo en el primer píxel de la segunda imagen de píxeles, incluyendo la primera señal obtenida la información de la glucosa en sangre y la información del pulso de una región específica del vaso sanguíneo subcutáneo, e incluyendo la segunda señal obtenida la información del pulso de la región específica del vaso sanguíneo subcutáneo;  
la obtención de una señal de glucosa en sangre eliminando la segunda señal de la primera señal; y  
el cálculo de la cantidad de glucosa en sangre a partir de la señal de glucosa en sangre.

12. El aparato para la corrección de una medición no invasiva de la glucosa en sangre de acuerdo con la reivindicación 11, en el que:

la imagen de píxeles incluye información del entorno cutáneo, y la unidad de procesamiento de la información de la unidad de procesamiento de la información de glucosa en sangre está configurada para obtener la primera y la segunda señal corrigiendo la información del entorno cutáneo.

13. El aparato para la corrección de una medición no invasiva de la glucosa en sangre de acuerdo con la reivindicación 12, en el que:

la unidad de procesamiento de la información de glucosa en sangre está configurada para, con el fin de corregir la información del entorno cutáneo:

la selección de un segundo píxel, que se corresponde con una localización específica en la piel por la que no pasa un vaso sanguíneo subcutáneo, a partir de la imagen de píxeles obtenida;  
la obtención de una tercera señal que indica los cambios en la información de píxel a lo largo del tiempo en el segundo píxel de la primera imagen de píxeles;  
la obtención de una cuarta señal que indica los cambios en la información de píxel a lo largo del tiempo en el

segundo pixel de la segunda imagen de píxeles;

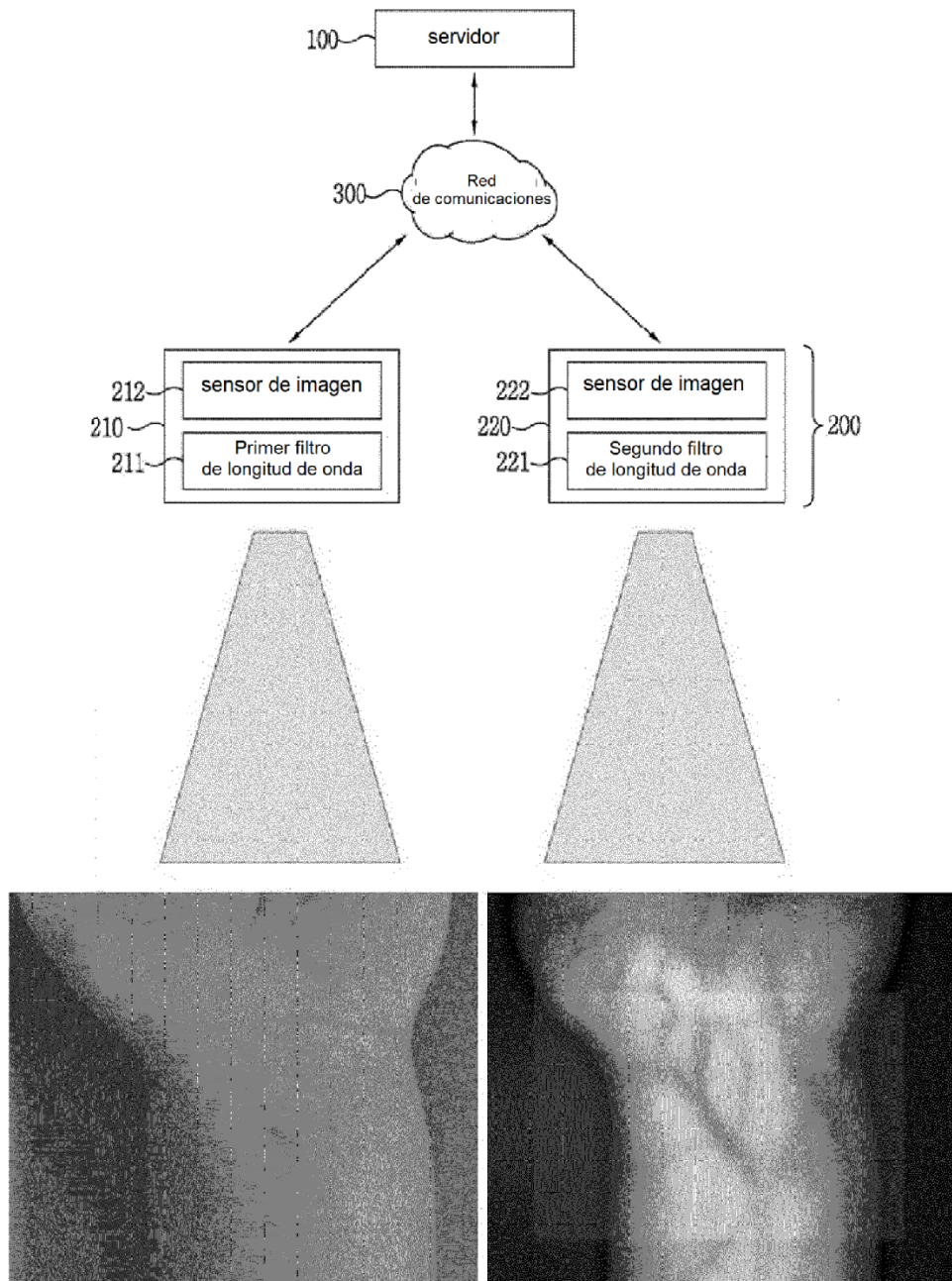
la obtención de la primera señal en la que la información de entorno cutáneo se ha corregido eliminando la tercera señal de la señal que indica los cambios en la información de pixel a lo largo del tiempo en el primer pixel de la primera imagen de píxeles; y

5 la obtención de la segunda señal en la que la información de entorno cutáneo se ha corregido eliminando la cuarta señal de la señal que indica los cambios en la información de pixel a lo largo del tiempo en el segundo pixel de la segunda imagen de píxeles.

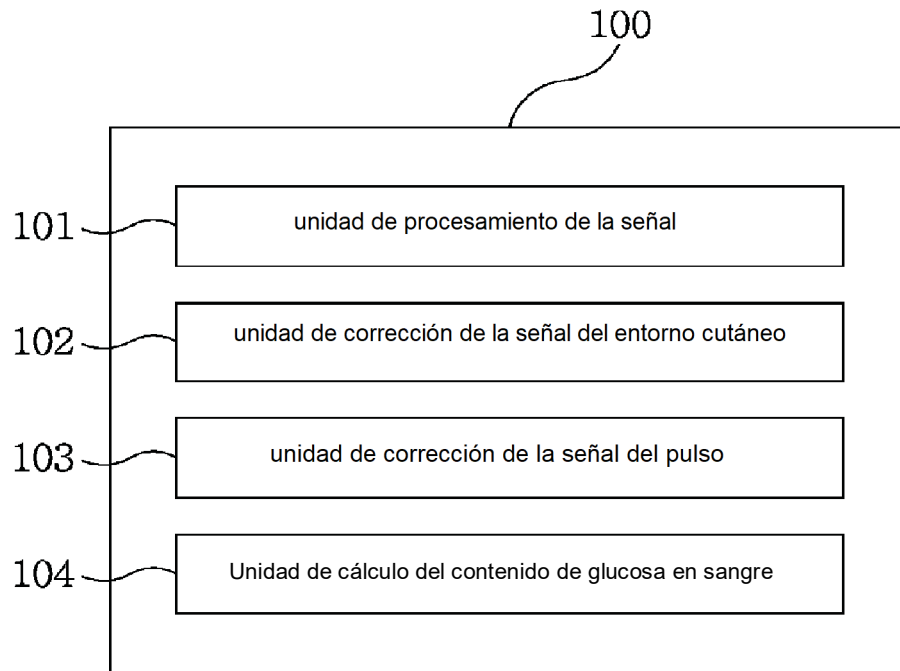
10 14. El aparato para la corrección de una medición no invasiva de la glucosa en sangre de acuerdo con la reivindicación 11, en el que:

la unidad de procesamiento de la información de glucosa en sangre está situada en el servidor conectado al aparato mediante la red de comunicaciones.

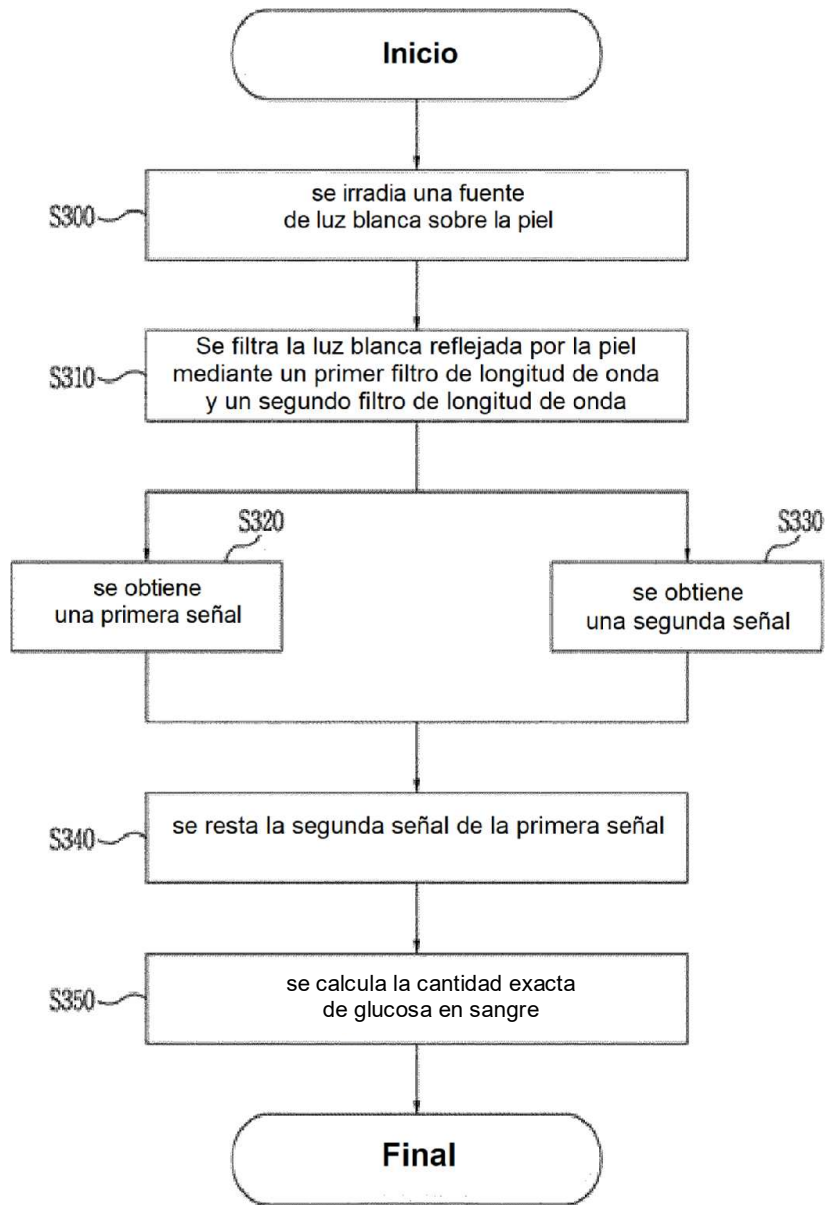
[Fig. 1]



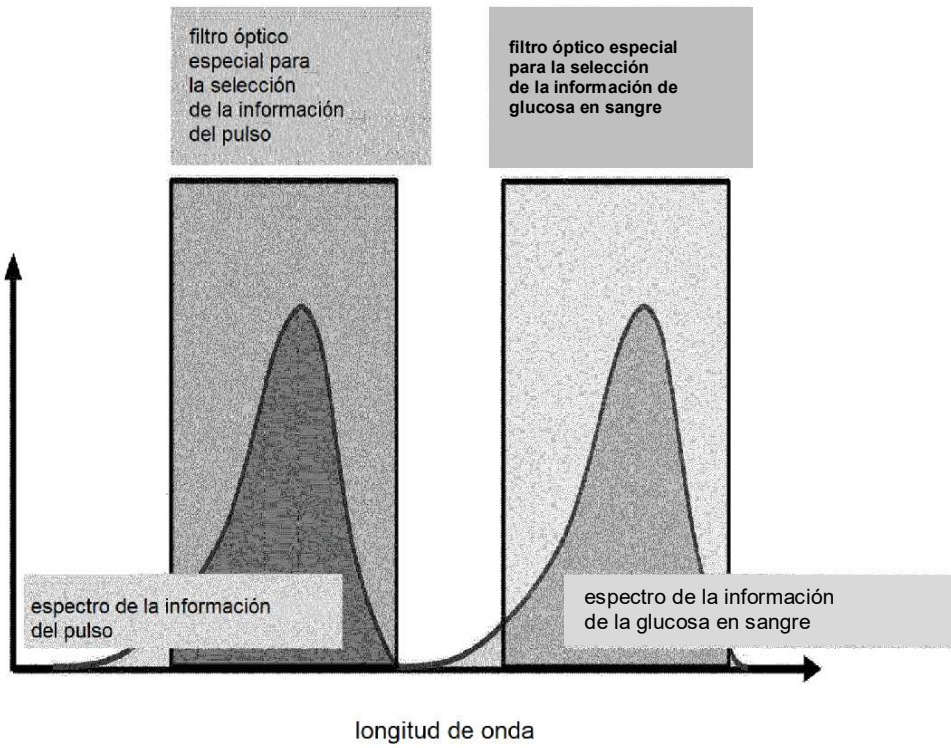
[Fig. 2]



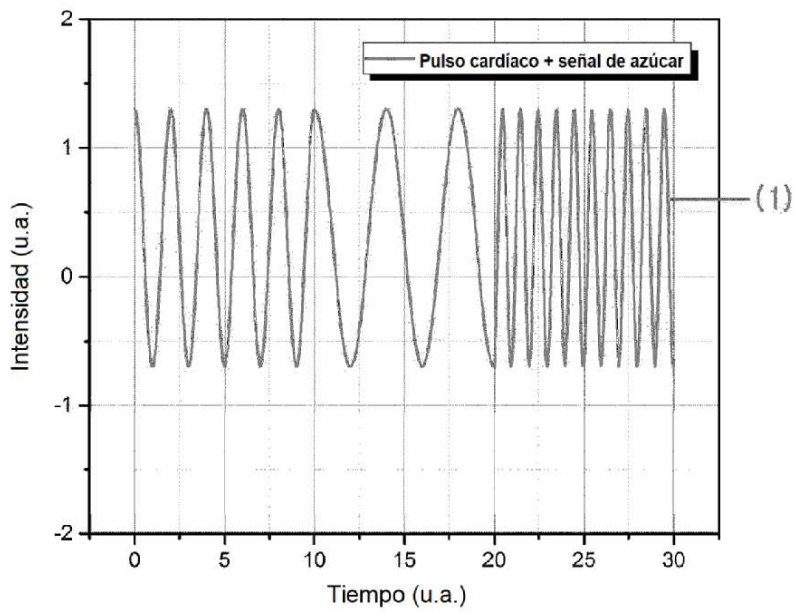
[Fig. 3]



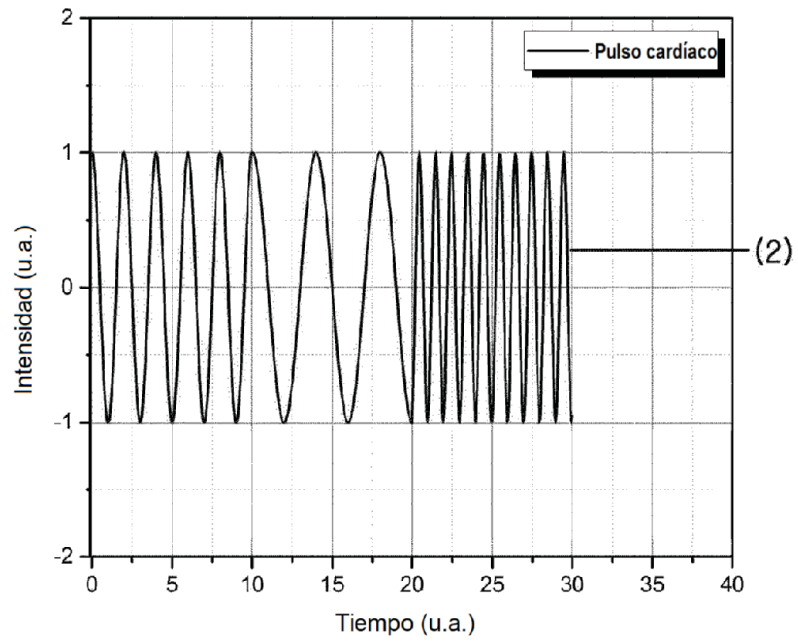
[Fig. 4]



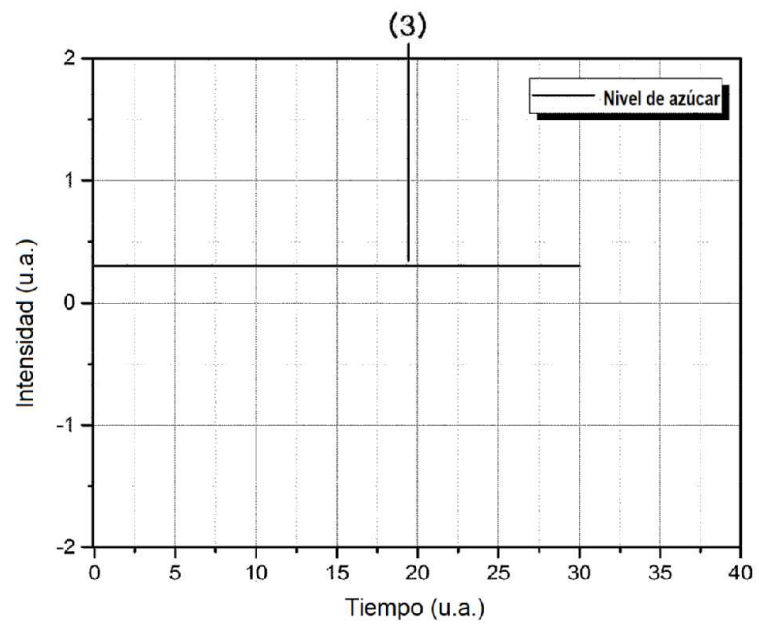
[Fig. 5a]



[Fig. 5b]

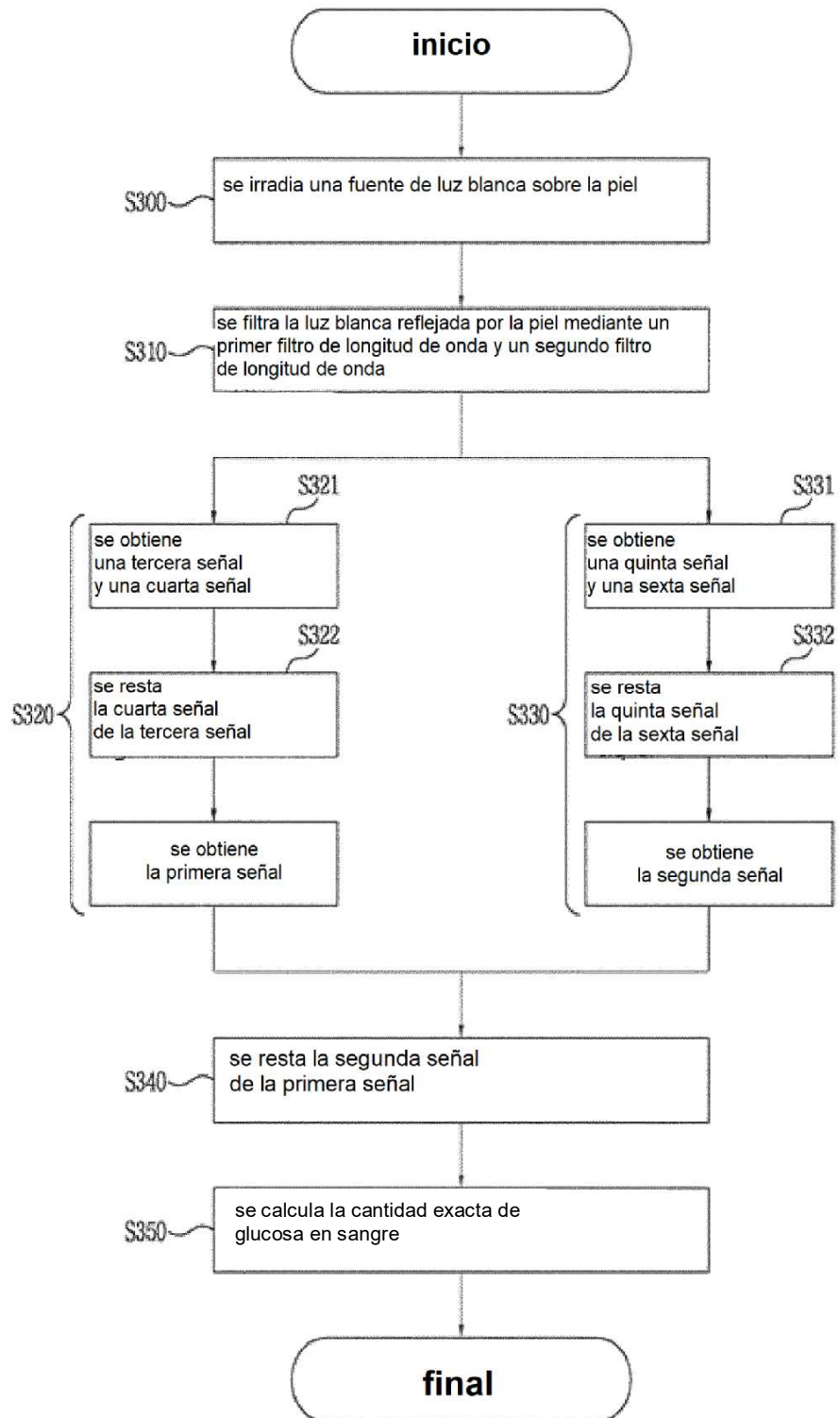


[Fig. 5c]

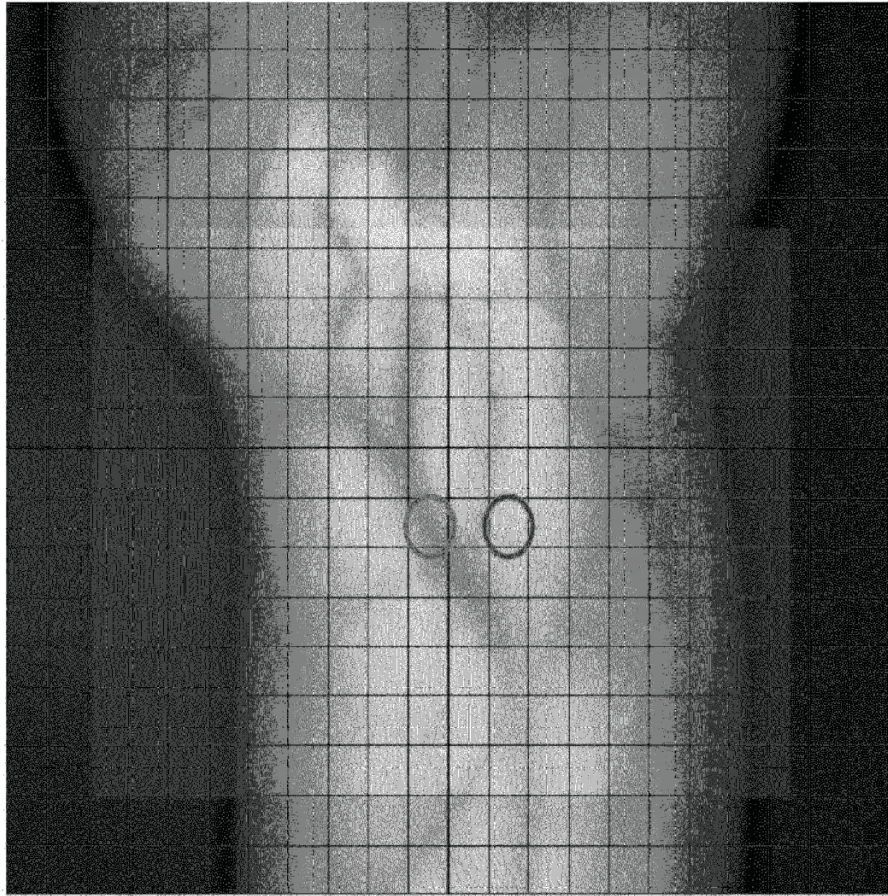




[Fig. 6]



[Fig. 7]



○ : el pixel donde se localiza el vaso sanguíneo

○ : el pixel donde no hay vaso sanguíneo

