

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 875 673**

21 Número de solicitud: 202030399

51 Int. Cl.:

A61B 5/0295 (2006.01)

A61B 5/029 (2006.01)

12

SOLICITUD DE PATENTE

A1

22 Fecha de presentación:

07.05.2020

43 Fecha de publicación de la solicitud:

10.11.2021

71 Solicitantes:

R G B MEDICAL DEVICES, S.A. (50.0%)

ALFONSO GÓMEZ, 42

28037 MADRID (Madrid) ES y

CENTRO TECNOLÓGICO DEL MUEBLE Y LA

MADERA DE LA REGIÓN DE MURCIA (50.0%)

72 Inventor/es:

MAESTRE FERRIZ, Rafael;

BLEDA TOMÁS, Andrés Lorenzo;

LÓPEZ ESPINOSA, Ovidio;

CORRAL HERRANZ, Javier;

GARCÍA ALBEROLA, Arcadio;

RUIZ NOLASCO, Ricardo;

VIDAL POVEDA, José Arturo;

LÓPEZ GARCÍA, Pedro Carlos y

BETETA MUÑOZ, Miguel Ángel

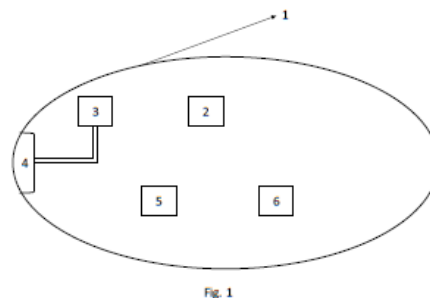
74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

54 Título: **Método, dispositivo y sistema para determinar la tendencia de gasto cardíaco**

57 Resumen:

Método, dispositivo y sistema para determinar la tendencia de gasto cardíaco a partir de una primera señal pletismográfica en un primer espacio de tiempo en el que se incluye por lo menos un primer periodo de tiempo al que al usuario se le ha aplicado una presión de medida de gasto superior a la presión venosa e inferior a la presión sistólica, y de una segunda señal pletismográfica en un segundo espacio de tiempo, posterior en el tiempo al primer espacio de tiempo, en el que se incluye por lo menos un segundo periodo de tiempo al que al usuario se le ha aplicado una presión de medida de gasto superior a la presión venosa e inferior a la presión sistólica



ES 2 875 673 A1

DESCRIPCIÓN

Método, dispositivo y sistema para determinar la tendencia de gasto cardíaco

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

La monitorización hemodinámica, y en concreto la tendencia del gasto cardíaco, constituye un aspecto muy relevante en el cuidado y vigilancia de la evolución de un paciente, ya que permite obtener información acerca de su fisiopatología cardiocirculatoria. El catéter de arteria pulmonar (CAP) ha sido la técnica más utilizada desde su introducción hace más de 40 años. Aunque su papel en el conocimiento más profundo de la función cardiovascular es indiscutible, su uso ha descendido debido a la controversia de sus indicaciones y sus limitaciones, así como su evidente invasividad. Por este motivo, se ha intensificado la búsqueda de nuevos métodos de monitorización. Actualmente, el desarrollo tecnológico proporciona numerosos sistemas que exploran los aspectos más importantes de la hemodinámica (precarga, función ventricular, objetivos de la reanimación hemodinámica, etc.). Estos sistemas, al igual que el CAP, poseen ventajas y limitaciones.

Así mismo, son conocidas en el actual estado de la técnica las unidades de atención domiciliaria, dispositivos de cuidado en el hogar capaces de medir, detectar y calcular múltiples parámetros biológicos de un paciente, y cuyo coste se ha reducido drásticamente. La atención domiciliaria proporciona además un método conveniente y efectivo, que ayuda a los pacientes a controlar su condición por sí mismos y, por lo tanto, reduce el número de registros en un hospital y el consiguiente coste médico. Por ejemplo, en el documento de patente ES2587789, se divulga un aparato portátil capaz de realizar una medición de la presión arterial y un electrocardiograma, operado por el propio paciente, el cual puede comunicar los resultados a un servidor o plataforma con servicios de almacenamiento de datos y análisis automáticos de datos para la detección de problemas y aviso al médico. Toda la información es accedida por las correspondientes personas autorizadas como pueden ser los médicos, el propio paciente o los familiares, de tal forma que permite un seguimiento continuado del paciente y su evolución. Sin embargo, este dispositivo no dispone de la capacidad de monitorizar el gasto cardíaco, es decir, la hemodinámica del paciente.

Por otro lado, el documento de patente EP1173093 divulga un método que obtiene un valor absoluto del gasto cardíaco a partir de la señal de presión arterial medida de una manera invasiva (en la aorta ascendente, en la arteria pulmonar y en la braquial femoral

y radial), o bien medida de una manera no invasiva, por ejemplo, en la arteriola del dedo, usando un actuador de presión extremadamente rápido para compensar las variaciones de presión de la arteriola y conseguir una respuesta fotopletismográfica plana. Este método utiliza, por un lado, un mecanismo electromecánico más complejo y con
5 respuesta rápida que el aquí propuesto según la invención, el cual es muy sensible a movimientos y tiende a subestimar la presión arterial, y por otro, un método de cálculo que analiza la primera y segunda derivadas con respecto al tiempo de la señal de presión, lo cual requiere de una cierta elevada capacidad computacional.

Ello significa que se abre la oportunidad para realizar un dispositivo portátil, superior en
10 sencillez de fabricación y mantenimiento, con un coste asociado más contenido, así como un procedimiento para la determinación de la tendencia del gasto cardíaco que no requiera de una elevada capacidad computacional para que así el procedimiento sea fácil de ejecutar y el dispositivo pueda ser accesible a un mayor número de usuarios.

La presente invención contribuye a solucionar y solventar la existente carencia.

15 DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION

Un objeto de la presente invención es proporcionar un método implementado por computador mediante el cual, a partir de señales pletismográficas, se determina la
tendencia de gasto cardíaco.

Una señal pletismográfica, también denominada SP, se refiere a la intensidad de luz
20 reflejada y/o transmitida por el cuerpo de un usuario, preferiblemente por el brazo o el dedo, procedente de una emisión de luz LED con una longitud de onda determinada.

La emisión de luz LED se puede efectuar a través de un dispositivo emisor LED y la luz reflejada y/o transmitida por el cuerpo de un usuario se puede captar a través de un detector de luz. Es decir, el detector de luz puede obtener la señal pletismográfica.

25 En un régimen de reposo, es decir, cuando no se está aplicando ningún tipo de presión al usuario, si se aplica una luz LED sobre una parte del cuerpo del usuario, el valor de la señal pletismográfica es prácticamente constante puesto que el volumen de sangre que circula por las arterias y venas se mantiene constante. Solo se detecta una pequeña oscilación periódica de la señal pletismográfica debida al bombeo periódico de sangre
30 por el corazón.

Sin embargo, si al usuario se le aplica una presión, con un manguito sobre una parte de su cuerpo (como sucede cuando se mide la presión sanguínea), y esta presión es superior a la presión venosa se producirá un cierre del retorno venoso y una correspondiente acumulación de sangre en esa parte del cuerpo. Si, además, se emite luz hacia dicha parte del cuerpo, el valor de la señal pletismográfica se reducirá de forma muy importante puesto que el volumen de sangre que se va acumulando en dicha parte va impidiendo así la transmisión y reflexión de luz.

Se ha de destacar que el valor de presión que se aplica al usuario durante la medida de la señal pletismográfica, se le puede denominar también presión de medida de gasto (PMG).

Una vez finaliza la aplicación de presión, el volumen de sangre disminuye hasta sus niveles habituales y, si se aplica luz hacia la misma parte del cuerpo sobre la que se estaba aplicando anteriormente luz, la señal pletismográfica recupera aproximadamente el valor de antes de la aplicación de presión.

La base de la presente invención es la comparación de señales pletismográficas obtenidas en espacios de tiempo dentro de los cuales se ha aplicado una presión de medida de gasto al usuario para, a partir del tratamiento de los datos obtenidos, determinar la tendencia del gasto cardíaco.

En concreto, en el método implementado por computador se parte de una primera señal pletismográfica obtenida en un primer espacio de tiempo en el que se incluye por lo menos un primer periodo de tiempo al que al usuario se le ha aplicado una presión de medida de gasto superior a la presión venosa e inferior a la presión sistólica, y de una segunda señal pletismográfica en un segundo espacio de tiempo, posterior en el tiempo al primer espacio de tiempo, en el que se incluye por lo menos un segundo periodo de tiempo al que al usuario se le ha aplicado una presión de medida de gasto superior a la presión venosa e inferior a la presión sistólica.

Dicho método implementado por computador comprende por lo menos una etapa en la que se determina la tendencia de gasto cardíaco a partir de por lo menos uno de los siguientes parámetros: pendientes de la primera y segunda señales pletismográficas en el punto de carga, magnitud de la caída de las señales pletismográficas en un primer intervalo de tiempo y áreas de las regiones que se encuentran entre la recta paralela al eje de abscisas a una altura coincidente con la ordenada del punto de carga y la señal pletismográfica en un segundo intervalo de tiempo; encontrándose por lo menos parte

del primer intervalo dentro del primer y segundo periodos de tiempo y parte del segundo intervalo dentro del primer y segundo periodos de tiempo.

Tal y como se ha comentado, el primero de los parámetros de la señal pletismográfica a partir de los cuales se puede determinar la tendencia de gasto cardíaco es la pendiente, P_c , de la señal en el punto de carga.

Se entiende por punto de carga el punto inicial de la señal pletismográfica a partir del cual se inicia el decremento de la señal pletismográfica durante el periodo de tiempo al que al usuario se le ha aplicado la presión de medida de gasto.

Preferiblemente, en el caso de que la diferencia de las pendientes de la segunda señal pletismográfica y la primera señal pletismográfica en sus respectivos puntos de cargas sea negativa, se considera que ha habido un crecimiento del gasto cardíaco, mientras que si dicha diferencia es positiva, indica que ha habido una reducción del gasto cardíaco.

El segundo de los parámetros comentados es la magnitud de la caída de las señales pletismográficas en un primer intervalo de tiempo. Dicha caída también se puede denominar SP_f o caída de SP y el intervalo de tiempo se define preferiblemente a partir del punto de carga.

En el caso de que la abscisa del punto de carga sea t_0 y el primer intervalo de tiempo tenga una duración de t_i , entonces $SP_f = SP_0 - SP(t_i + t_0)$; siendo SP_0 el valor de la señal pletismográfica en el instante t_0 , es decir, la ordenada del punto de carga.

Se ha de señalar que se podría tomar como valor de SP_0 un valor de SP en un instante anterior al de la abscisa del punto de carga (es decir, un instante previo a la aplicación de la presión de medida del gasto).

Preferiblemente, este instante anterior para la primera señal pletismográfica es igual que para la segunda señal pletismográfica, es decir, se encuentran a la misma distancia temporal de la abscisa del punto de carga.

También se podría tomar como valor de SP_0 un valor medio de la señal pletismográfica durante los instantes anteriores, preferiblemente 5 s, a la abscisa del punto de carga (es decir, unos instantes previos a aplicar la presión de medida de gasto).

Estos instantes de tiempo definen una franja de tiempo de tal manera que, preferiblemente, el primer intervalo de tiempo se define desde el último instante de tiempo de la franja de tiempo (instante t_0).

Preferiblemente, estos instantes anteriores para la primera señal pletismográfica son iguales que para la segunda señal pletismográfica, es decir, se encuentran a la misma distancia temporal de la abscisa del punto de carga.

En este sentido, t_i puede tomar diferentes valores, preferiblemente en el rango de 20 a 50 s y más preferiblemente el valor de 40 s. Ello significa que el valor del primer intervalo de tiempo se encuentra entre 20 a 50 s y más preferiblemente en 40 s.

Preferiblemente, en el caso de que la diferencia de la caída de la segunda señal pletismográfica y la primera señal pletismográfica en un primer intervalo de tiempo sea negativa, se considera que ha habido una reducción del gasto cardíaco, mientras que si dicha diferencia es positiva, indica que ha habido un aumento del gasto cardíaco.

El tercer parámetro consiste en las áreas de las regiones que se encuentran entre la recta paralela al eje de abscisas a una altura coincidente con la ordenada del punto de carga y la señal pletismográfica en un segundo intervalo de tiempo.

En este sentido, la duración del segundo intervalo de tiempo puede tomar diferentes valores, preferiblemente en el rango de 20 a 50 s y más preferiblemente el valor de 40 s. Ello significa que las áreas pueden delimitar las regiones que se encuentran entre la recta paralela al eje de abscisas a una altura coincidente con la ordenada del punto de carga y la señal pletismográfica desde las abscisas de sus puntos de carga hasta 40 segundos después.

Preferiblemente, el segundo intervalo se define a partir de la abscisa del punto de carga.

Se ha de destacar que la duración del primer intervalo de tiempo puede ser la misma que la del segundo intervalo de tiempo.

Preferiblemente, este tercer parámetro basado en las mencionadas áreas se puede concretar a partir de la diferencia de áreas definidas anteriormente de cada una de las señales pletismográficas en dicho segundo intervalo de tiempo. En consecuencia, la diferencia de áreas se definiría como la resta entre

- El área de la región, durante el segundo intervalo de tiempo, que se encuentra entre la recta paralela al eje de abscisas a una altura coincidente con la ordenada

del punto de carga de la segunda señal pletismográfica y dicha segunda señal pletismográfica; y

- El área de la región, durante el segundo intervalo de tiempo, que se encuentra entre la recta paralela al eje de abscisas a una altura coincidente con la ordenada del punto de carga de la primera señal pletismográfica y dicha segunda señal pletismográfica,

En el caso de que dicha diferencia sea negativa, se considera que ha habido una reducción del gasto cardíaco. En el caso de que la diferencia sea positiva se considera que ha habido un aumento del gasto cardíaco.

- 10 En una realización preferente de la invención se puede determinar la tendencia del gasto cardíaco en base a la combinación del resultado de la tendencia de gasto obtenido por dos o tres de estos parámetros (pendientes en el punto de carga, magnitud de la caída de las señales pletismográficas en el primer intervalo de tiempo y/o área de las regiones que se encuentran entre la recta paralela al eje de abscisas a una altura coincidente con la ordenada del punto de carga y la señal pletismográfica en un segundo intervalo de tiempo), ponderándose cada uno de ellos adecuadamente para dar una decisión final sobre la tendencia del gasto cardíaco (aumenta o disminuye).

- En este sentido, una posible ponderación sería que si los 3 parámetros coinciden en su valoración de la tendencia de gasto cardíaco (es decir, los 3 determinan que ha habido aumento o reducción del gasto cardíaco) la confianza del resultado es máxima. Si los parámetros consistentes en la magnitud de la caída de las señales pletismográficas en un primer intervalo de tiempo y las áreas de las regiones que se encuentran entre la recta paralela al eje de abscisas a una altura coincidente con la ordenada del punto de carga y la señal pletismográfica en un segundo intervalo de tiempo coinciden en su valoración en la tendencia del gasto cardíaco pero difieren respecto de la ofrecida por el parámetro consistente en la pendiente en el punto de carga se deberían ponderar para que el resultado ofrezca una elevada confianza pero inferior a la situación anterior en que los 3 parámetros eran coincidentes en la valoración de la tendencia. Si los parámetros consistentes en la magnitud de la caída de las señales pletismográficas en un primer intervalo de tiempo y las áreas de las regiones que se encuentran entre la recta paralela al eje de abscisas a una altura coincidente con la ordenada del punto de carga y la señal pletismográfica en un segundo intervalo de tiempo no coinciden en su valoración en la tendencia del gasto cardíaco (es decir, uno de ellos determina que ha habido un aumento de gasto cardíaco y otro que ha habido una reducción), se podría

utilizar el parámetro de las pendientes en el punto de carga como decisivo para la valoración de la tendencia del gasto cardíaco.

El método implementado por computador puede comprender una etapa, preferiblemente previa a la anterior, consistente en normalizar las señales pletismográficas.

- 5 Tal normalización se puede efectuar dividiendo la señal pletismográfica por su valor en la abscisa del punto de carga (es decir, en el instante en que se aplica la presión de medida del gasto) o por su valor en un instante anterior a la abscisa del punto de carga (es decir, en un instante anterior al de la aplicación de la presión de medida del gasto) o por el valor medio de la señal pletismográfica durante los instantes anteriores,
10 preferiblemente 5 s, a la abscisa del punto de carga (es decir, en unos instantes anteriores a la aplicación de la presión de medida del gasto).

- La normalización permite comparar medidas tomadas bajo diferentes circunstancias con un mismo parámetro en una misma escala, ofreciendo resultados más fidedignos y menos dependientes de condiciones o factores externos como podrían ser la presión o
15 área sobre la que se aplica el dispositivo que emite la luz LED y el detector de luz encargado de detectar la luz LED.

- En el caso de que el método implementado por computador determine que existe una tendencia de gasto cardíaco, preferiblemente, se lo comunicará al usuario ya sea a través de una señal luminosa, sonora o con la interfaz correspondiente del computador
20 sobre el que se ejecute.

Es objeto de la presente invención un dispositivo procesador de datos que comprende medios para llevar a cabo el método implementado por computador de la invención.

- Asimismo, la presente invención abarcaría un programa de ordenador que comprende instrucciones que, cuando el programa se ejecuta en un ordenador, causa que el
25 computador lleve a cabo los pasos del método implementado por computador de la invención.

- También la presente invención incluiría un medio leíble por computador que comprende instrucciones que, cuando son ejecutadas por un computador, causan que el computador lleve a cabo los pasos del método implementado por computador de la
30 invención.

Es también objeto de la presente invención un procedimiento para determinar la tendencia del gasto cardíaco que comprende las siguientes etapas:

- Obtención, por medio de un detector de luz, de una primera señal pletismográfica en un primer espacio de tiempo en el que se incluye por lo menos un primer periodo de tiempo al que al usuario se le ha aplicado una presión de medida de gasto superior a la presión venosa e inferior a la presión sistólica;
- 5 - Obtención, por medio de un detector de luz, de una segunda señal pletismográfica en un segundo espacio de tiempo en el que se incluye por lo menos un segundo periodo de tiempo al que al usuario se le ha aplicado una presión de medida de gasto superior a la presión venosa e inferior a la presión sistólica;
- 10 - Determinación de la tendencia de gasto cardíaco, a través de unos medios de procesamiento, a partir de por lo menos uno de los siguientes parámetros: pendientes de la primera y segunda señales pletismográficas en el punto de carga, magnitud de la caída de las señales pletismográficas en un primer intervalo de tiempo y áreas de las regiones que se encuentran entre la recta
- 15 paralela al eje de abscisas a una altura coincidente con la ordenada del punto de carga y la señal pletismográfica en un segundo intervalo de tiempo , encontrándose por lo menos parte del primer intervalo dentro del primer y segundo periodos de tiempo y parte del segundo intervalo dentro del primer y segundo periodos de tiempo.
- 20 La etapa de determinación también puede consistir en la determinación de la tendencia de gasto cardíaco por medio de un dispositivo procesador de datos según la invención, es decir, configurado para llevar a cabo el método implementado por computador de la invención.

En definitiva, la determinación de la tendencia de gasto cardíaco se efectúa según lo
25 establecido para el método implementado por computador de la invención.

Preferiblemente, en el caso de que la diferencia de las pendientes de la segunda señal pletismográfica y la primera señal pletismográfica en sus respectivos puntos de carga sea negativa, se considera que ha habido un crecimiento del gasto cardíaco, mientras que si dicha diferencia es positiva, indica que ha habido una reducción del gasto
30 cardíaco.

En otra realización preferente, en el caso de que la diferencia de la caída de la segunda señal pletismográfica y la primera señal pletismográfica en un primer intervalo de tiempo

sea negativa, se considera que ha habido una reducción del gasto cardíaco, mientras que si dicha diferencia es positiva, indica que ha habido un aumento del gasto cardíaco.

Preferiblemente, la duración de este primer intervalo de tiempo se encuentra en el rango de 20 a 50 s y, más preferiblemente, es de 40 s.

- 5 Se ha de destacar que la caída de la señal pletismográfica se puede medir como la diferencia entre el valor de la señal pletismográfica en la abscisa del punto de carga y el valor de la señal pletismográfica en el instante de tiempo consistente en la suma de la abscisa del punto de carga y la duración del primer intervalo de tiempo.

- 10 En otra realización preferente, la caída de la señal pletismográfica se puede medir como la diferencia entre el valor de la señal pletismográfica en un instante anterior a la abscisa del punto de carga y el valor de la señal pletismográfica en el final del primer intervalo de tiempo (instante de tiempo resultante de sumar a la abscisa del punto de carga la duración del primer intervalo de tiempo).

- 15 Preferiblemente, este instante anterior para la primera señal pletismográfica es igual que para la segunda señal pletismográfica, es decir, se encuentran a la misma distancia temporal de la abscisa de sus respectivos puntos de carga.

- 20 Asimismo, la caída de la señal pletismográfica se puede medir como la diferencia entre el valor medio de la señal pletismográfica durante unos instantes anteriores, preferiblemente 5 s, a la abscisa del punto de carga y el valor de la señal pletismográfica en el final del primer intervalo de tiempo.

Estos instantes de tiempo anteriores definen una franja de tiempo de tal manera que, preferiblemente, el primer intervalo de tiempo se define desde el último instante de tiempo de la franja de tiempo.

- 25 Preferiblemente, estos instantes anteriores para la primera señal pletismográfica son iguales que para la segunda señal pletismográfica, es decir, se encuentran a la misma distancia temporal de la abscisa de sus respectivos puntos de carga.

- 30 En otra realización preferente, siguiendo lo mencionado para el método implementado por computador, el parámetro consistente en las áreas de las regiones que se encuentran entre la recta paralela al eje de abscisas a una altura coincidente con la ordenada del punto de carga y la señal pletismográfica en un segundo intervalo de tiempo, se puede concretar a partir de la diferencia de dichas áreas para cada una de las señales pletismográficas.

Es decir, si la diferencia de áreas entre:

- el área de la región, durante un segundo intervalo de tiempo, que se encuentra entre la recta paralela al eje de abscisas a una altura coincidente con la ordenada del punto de carga de la segunda señal pletismográfica y dicha segunda señal pletismográfica; y
- el área de la región, durante el segundo intervalo de tiempo, que se encuentra entre la recta paralela al eje de abscisas a una altura coincidente con la ordenada del punto de carga de la primera señal pletismográfica y dicha primera señal pletismográfica

es negativa, se considera que ha habido una reducción del gasto cardíaco.

En el caso de que dicha diferencia de áreas sea positiva, indica que ha habido un aumento del gasto cardíaco.

La duración del segundo intervalo de tiempo puede tomar diferentes valores, preferiblemente, en el rango de 20 a 50 s y más preferiblemente el valor de 40 s.

Preferiblemente, el segundo intervalo de tiempo se define desde la abscisa del punto de carga de la correspondiente señal pletismográfica.

Se ha de destacar que la duración del primer intervalo de tiempo puede ser la misma que la del segundo intervalo de tiempo.

La determinación de la tendencia del gasto cardíaco se puede efectuar en base a la combinación de dos o tres de estos parámetros (pendientes en el punto de carga, magnitud de la caída de las señales pletismográficas en un primer intervalo de tiempo y/o áreas de las regiones que se encuentran entre la recta paralela al eje de abscisas a una altura coincidente con la ordenada del punto de carga y la señal pletismográfica en un segundo intervalo de tiempo), ponderándose cada uno de ellos adecuadamente en la decisión final.

Preferiblemente, tal ponderación se efectuaría de tal manera que, si la valoración de la tendencia del gasto cardíaco por cada uno de estos parámetros es la misma, el resultado debería ofrecer una confianza máxima.

Si por el contrario la valoración de la tendencia del gasto cardíaco es coincidente según los parámetros de magnitud de la caída de la señal pletismográfica en un primer intervalo de tiempo y de áreas de las regiones que se encuentran entre la recta paralela

al eje de abscisas a una altura coincidente con la ordenada del punto de carga y la señal
pletismográfica en un segundo intervalo de tiempo pero diferente a la valoración de la
tendencia del gasto cardíaco según las pendientes de la señal pletismográfica en el
punto de carga, el resultado debería ofrecer una confianza aceptable pero inferior que
5 en el caso anterior.

Si la valoración de la tendencia del gasto cardíaco según el parámetro de magnitud de
la caída de la señal pletismográfica en un primer intervalo de tiempo es diferente a la
valoración de la tendencia del gasto cardíaco según el parámetro de las áreas de las
regiones que se encuentran entre la recta paralela al eje de abscisas a una altura
10 coincidente con la ordenada del punto de carga y la señal pletismográfica en un segundo
intervalo de tiempo, el resultado se fijará en función de la valoración de la tendencia del
gasto cardíaco según el parámetro de las pendientes en el punto de carga. Es decir, si
según este parámetro la tendencia del gasto cardíaco es aumentar así se determinará
y si según este parámetro la tendencia del gasto cardíaco es disminuir así se
15 establecerá.

En otra realización preferente, el método según la invención puede comprender una
etapa consistente en normalizar las señales pletismográficas. Tal normalización se
puede efectuar dividiendo la señal pletismográfica por su valor en la abscisa del punto
de carga, o por su valor en un instante anterior a la abscisa del punto de carga, o por el
20 valor medio de la señal pletismográfica durante los instantes anteriores, preferiblemente
5s, a la abscisa del punto de carga.

Es objeto también de la presente invención un dispositivo portátil capaz de determinar
la tendencia del gasto cardíaco.

El dispositivo portátil de la presente invención comprende unos medios de
25 procesamiento, una bomba de aire, un puerto de conexión fluidica vinculado con la
bomba de aire, un emisor LED y un detector de luz, así como una fuente de alimentación
para alimentar a los medios de procesamiento, al emisor LED y al detector de luz.

Preferiblemente la fuente de alimentación es una batería recargable.

Los medios de procesamiento comprenden por lo menos un procesador o dispositivo
30 procesador, pero también pueden incluir dispositivos de almacenamiento, como, por
ejemplo, memorias, necesarios para poder ejecutar cálculos requeridos por los medios
de procesamiento.

Los medios de procesamiento están en comunicación de datos con el puerto de conexión fluidica y el detector de luz y pueden gobernar la bomba de aire y la fuente de alimentación, así como el emisor LED.

Los medios de procesamiento están configurados para ejecutar el método
5 implementado por computador de la invención mencionado anteriormente.

En una realización preferente, el dispositivo portátil comprende un sensor de presión que se encuentra en comunicación de datos con los medios de procesamiento.

A través del control de la bomba de aire, se pueden proporcionar a un manguito inflable que se encuentre conectado al dispositivo portátil por medio del puerto de conexión
10 fluidica una presión de medida de gasto superior a la presión venosa e inferior a la presión arterial sistólica de un usuario. El mismo dispositivo portátil puede estar configurado también para medir la presión sanguínea del usuario a través del correspondiente sensor de presión.

El manguito inflable puede formar parte del dispositivo portátil o puede ser uno externo
15 de tipo extraíble.

El emisor LED se ha seleccionado para emitir luz de una longitud de onda predeterminada, preferiblemente dentro del rango de luz roja a luz infrarroja y el detector de luz es capaz de detectar el espectro de luz emitida por el citado LED.

Preferiblemente, el emisor LED está en comunicación de datos con los medios de
20 procesamiento de tal manera que los medios de procesamiento deciden sobre la emisión de luz por parte del emisor LED.

El detector de luz y los medios de procesamiento están en comunicación de datos de tal manera que los medios de procesamiento reciben el valor de intensidad de luz detectada por el detector de luz, es decir, la señal pletismográfica o SP.

En una condición de funcionamiento del dispositivo portátil, los medios de
25 procesamiento obtienen la señal pletismográfica a lo largo de un espacio de tiempo que incluye un periodo de tiempo durante el cual se le ha aplicado al usuario, a través de un manguito inflable, una presión, del orden de la presión venosa y la presión arterial sistólica (y preferiblemente entre ambas), siendo proporcionada dicha presión por la
30 bomba de aire y el puerto de conexión fluidica.

Preferiblemente, los medios de procesamiento están configurados para determinar la tendencia de gasto de cardíaco a través de la ejecución del método implementado por computador de la invención.

5 En una realización preferente, el dispositivo portátil según la invención comprende a su vez un módulo de conectividad inalámbrica, bien para enviar las medidas de las señales pletismográficas a un servidor o bien a un smartphone, desde donde se pueden tratar las medidas recibidas y/o ejecutar el método implementado por computador de la invención.

10 Es decir, los medios de procesamiento del dispositivo portátil pueden ser los responsables de calcular la tendencia de gasto cardíaco o bien trasladar la información necesaria a un servidor y/o smartphone para que proceda a dicho cálculo, a través de su correspondiente procesador.

15 En otra realización preferente, el dispositivo portátil está configurado para que a través del emisor LED y el detector de luz se determine el nivel de saturación de oxígeno de la hemoglobina.

En este sentido, el emisor LED y el detector de luz pueden formar parte de un pulsioxímetro conectado o conectable con el dispositivo portátil o bien integrado o integrable en el dispositivo portátil.

20 Aunque el dispositivo portátil comprende un emisor LED y un detector de luz, puede incluir igualmente un puerto de comunicación vinculado con el procesador y configurado para recibir un pulsioxímetro externo. Preferiblemente, dicho puerto de comunicación sería conforme al estándar RS-232 o bien cualquier otro tipo de puerto como de tipos USB, FireWire o Serial ATA.

25 De esta forma se hace evidente que tanto el almacenamiento como la compra venta del dispositivo portátil según la invención, y en su caso del manguito inflable y/o del pulsioxímetro, puede llevarse a cabo por separado.

Preferentemente, la carcasa del dispositivo portátil de medición biométrica puede tener integrados al menos dos electrodos, vinculados a los medios de procesamiento y configurados para la medición del electrocardiograma de un paciente.

30 Así mismo, el dispositivo portátil de medición biométrica puede comprender dos puertos de conexión eléctrica adicionales, vinculados con los medios de procesamiento, a los

cuales se les puede conectar dos electrodos cableados, también configurados para la medición del electrocardiograma de un paciente.

Por lo tanto, los medios de procesamiento pueden estar también configurados para recoger los datos del ritmo cardíaco del paciente mediante los electrodos, así como
5 medir información sobre su electrocardiograma.

Asimismo, el dispositivo portátil puede comprender también una interfaz de usuario para mostrar la tendencia de gasto cardíaco, así como cualquier otra medida de la que tenga capacidad de tomar (saturación de oxígeno, electrocardiograma, etc.).

Tal y como se puede comprobar, el dispositivo portátil permite determinar la tendencia
10 de gasto cardíaco, pero también puede obtener otros múltiples parámetros de un paciente, como son la presión arterial, la actividad eléctrica del corazón (ECG) y la saturación de oxígeno de la hemoglobina a través del pulsioxímetro.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Figura 1.- Vista esquemática del interior de una realización básica del dispositivo portátil
15 según la invención.

Figura 2.- Ejemplo de señal pletismográfica obtenida por el procesador del dispositivo portátil junto con la gráfica de la presión aplicada al manguito en función del tiempo.

Figura 3.- Ejemplo de dos señales pletismográficas obtenidas por el procesador del dispositivo portátil según la invención, normalizadas en el eje de ordenadas por el valor
20 de ordenadas de su respectivo punto de carga, y alineadas temporalmente (abscisas) al tiempo de su respectivo punto de carga.

Figura 4.- Vista del exterior de una realización del dispositivo portátil según la invención.

Figura 5.- Vista esquemática de un sistema para determinar la tendencia de gasto cardíaco según la invención.

25 DESCRIPCIÓN DE UNA REALIZACIÓN PREFERENTE

Tal y como se muestra en la Figura 1, el dispositivo portátil (1) según la invención en su realización básica comprende una carcasa que internamente incluye un dispositivo

procesador (2), una bomba de aire (3), un puerto de conexión fluídica (4) vinculado con la bomba de aire (3), un emisor LED (5) y un detector de luz (6).

Asimismo, el dispositivo portátil (1) comprende además una fuente de alimentación (no mostrada en la Figura 1 para la alimentación de la bomba de aire (3), el puerto de conexión fluídica (4), el emisor LED (5) y el detector de luz (6).

Preferiblemente, la fuente de alimentación es una batería recargable.

El dispositivo procesador (2) controla, por lo menos, la bomba de aire (3), el emisor LED (5) y la fuente de alimentación y está en comunicación de datos con el puerto de conexión fluídica (4) y el detector de luz (6).

- 10 El puerto de conexión fluídica (4) está configurado para recibir un manguito inflable (8) a través del cual se puede proporcionar al usuario una presión de medida de gasto superior a la presión venosa e inferior a la presión sistólica del usuario.

El dispositivo procesador (2) preferiblemente está configurado para recoger las medidas correspondientes de la toma de la presión a través de diferentes sensores de presión.

- 15 El emisor LED (5) está configurado para emitir luz de una longitud de onda predeterminada hacia una parte del cuerpo del usuario.

La luz emitida se puede dirigir al brazo y/o dedo del usuario. Preferiblemente, la luz emitida es infrarroja.

- 20 El detector de luz (6) está configurado para recibir la luz transmitida o reflejada emitida por el emisor LED (5) sobre el cuerpo del usuario, determinando el valor de intensidad de la misma o señal pletismográfica, y para transmitir la señal pletismográfica al dispositivo procesador de datos (2). El dispositivo procesador de datos (2) está configurado para recibir señales pletismográficas.

- 25 Tal y como se ha comentado anteriormente, para poder determinar la tendencia del gasto cardíaco es necesario combinar la aplicación de la presión de medida de gasto o PMG (superior a la presión venosa pero inferior a la sistólica del usuario con valor preferible en torno a 60 mmHg) con la obtención de la señal pletismográfica antes, durante y después de la aplicación de esa presión.

- 30 En este sentido, en la Figura 2 se visualiza un ejemplo de señal pletismográfica en función del tiempo ($SP(t)$) obtenida por el dispositivo procesador (2) durante un espacio

de tiempo que incluye un periodo de tiempo (t_i) en el que se ha aplicado la presión de medida de gasto al usuario.

Tal y como se puede comprobar, hay tres regiones bien diferenciadas.

- 5 La primera zona se corresponde con la región de reposo (9) y se trata de los valores obtenidos de intensidad de luz por parte del detector de luz (6) antes de la aplicación de la presión de medida de gasto.

La segunda zona se corresponde con la región de transición (10) y se trata de los valores obtenidos de intensidad de luz por parte del detector de luz (6) cuando se está aplicando la presión de medida de gasto.

- 10 La tercera zona se corresponde con la región de recuperación (11) y se trata de los valores obtenidos de intensidad de luz por parte del detector de luz (6) después de la aplicación de la presión de medida de gasto y hasta que alcanzan dichos valores nuevamente los obtenidos antes de la aplicación de la presión de medida de gasto.

- 15 Asimismo, para poder determinar la tendencia del gasto cardíaco es necesario comparar una serie de parámetros a partir de dos señales pletismográficas ($SP_A(t)$ y $SP_B(t)$) obtenidas en diferentes espacios de tiempo.

- 20 Para ello, el detector de luz (6) está configurado para obtener una primera señal pletismográfica ($SP_A(t)$) en un primer espacio de tiempo en el que se incluye por lo menos un primer periodo de tiempo al que al usuario se le ha aplicado una presión de medida de gasto superior a la presión venosa e inferior a la presión sistólica a través del manguito inflable y una segunda señal pletismográfica ($SP_B(t)$) en un segundo espacio de tiempo en el que se incluye por lo menos un segundo periodo de tiempo al que al usuario se le ha aplicado una presión de medida de gasto superior a la presión venosa e inferior a la presión sistólica a través del manguito inflable.

- 25 En esta realización preferente, el primer periodo de tiempo y el segundo periodo de tiempo tienen la misma duración temporal (t_i).

- 30 Entonces, el dispositivo procesador de datos (2) determina la tendencia de gasto cardíaco a partir de por lo menos uno de los siguientes parámetros: pendientes de la primera y segunda señales pletismográficas ($\widehat{PC}_A, \widehat{PC}_B$) en el punto de carga (t_0, SP_0), magnitud de la caída de la primera y segunda señales pletismográficas ($\widehat{SPf}_A, \widehat{SPf}_B$) en el primer intervalo de tiempo, y áreas de las regiones que se encuentran entre la recta paralela al eje de abscisas a una altura coincidente con la ordenada del punto de carga

y la señal pletismográfica ($\widehat{Ac}_A$, $\widehat{Ac}_B$) en el segundo intervalo de tiempo; encontrándose el primer intervalo dentro del primer y segundo periodos de tiempo y el segundo intervalo dentro del primer y segundo periodos de tiempo.

En esta realización preferente, el primer intervalo de tiempo y el segundo intervalo de tiempo tienen la misma duración temporal que coincide con la duración de la aplicación de la presión de medida de gasto (t_f).

Preferiblemente, el dispositivo procesador de datos (2) está configurado para determinar la tendencia de gasto cardíaco a partir de por lo menos uno de los siguientes parámetros o de la combinación de ellos:

- 10 - Diferencia entre el valor de la pendiente de la segunda señal pletismográfica en su punto de carga y el valor de la pendiente de la primera señal pletismográfica en su punto de carga:
 - Si $\Delta\widehat{Pc} = \widehat{Pc}_B - \widehat{Pc}_A < 0$, se determina que hay un crecimiento del gasto cardíaco,
 - 15 ○ Si $\Delta\widehat{Pc} = \widehat{Pc}_B - \widehat{Pc}_A > 0$, se determina que hay una caída del gasto cardíaco.
- Diferencia entre el valor "SPf" o caída de la segunda señal pletismográfica desde la abscisa de su punto de carga (t_{0B}) a $t_{0B}+t_f$ ($\widehat{SPf}_B$) y el valor de "SPf" o caída de la primera señal pletismográfica desde la abscisa de su punto de carga (t_{0A}) a $t_{0A}+t_f$ ($\widehat{SPf}_A$)
 - 20 ○ Si $\Delta\widehat{SPf} = \widehat{SPf}_B - \widehat{SPf}_A > 0$, se determina incremento del gasto,
 - Si $\Delta\widehat{SPf} = \widehat{SPf}_B - \widehat{SPf}_A < 0$, se determina caída del gasto.
- Diferencia entre:
 - el área de la región ($\widehat{Ac}_B$), durante la aplicación de la presión de medida de gasto (t_f), que se encuentra entre la recta paralela al eje de abscisas a una altura coincidente con la ordenada del punto de carga de la segunda señal pletismográfica y dicha segunda señal pletismográfica; y
 - el área de la región ($\widehat{Ac}_A$), durante la aplicación de la presión de medida de gasto (t_f), que se encuentra entre la recta paralela al eje

de abscisas a una altura coincidente con la ordenada del punto de carga de la primera señal pletismográfica y dicha primera señal pletismográfica :

- Si $\Delta\widehat{Ac}=\widehat{Ac}_B - \widehat{Ac}_A > 0$, se determina incremento del gasto,
- 5 ▪ Si $\Delta\widehat{Ac}=\widehat{Ac}_B - \widehat{Ac}_A < 0$, se determina caída del gasto.

En esta realización preferente las señales pletismográficas ($SP_A(t)$, $SP_B(t)$) se encuentran normalizadas por el valor de cada señal pletismográfica en la abscisa de su punto de carga (en concreto, dividiendo la señal pletismográfica por su valor SP_0 correspondiente).

- 10 En la Figura 3 se visualizan dos señales pletismográficas ($SP_A(t)$, $SP_B(t)$) normalizadas al valor de la señal pletismográfica en la abscisa del punto de carga, además de alineadas en el eje de abscisas para que se superpongan visualmente los valores temporales de los puntos de carga, así como la representación gráfica de cada uno de estos parámetros (pendiente, caída y área) para cada una de ellas, para facilitar su
- 15 comprensión.

- Ello significa que el dispositivo procesador de datos (2) puede determinar la tendencia del gasto a través de únicamente el parámetro de las pendientes de las señales pletismográficas; o bien únicamente a través de los valores de la caída de las señales pletismográficas; o bien únicamente a través de las áreas de las seña regiones; o bien
- 20 a través de las pendientes y las caídas de las señales pletismográficas; o bien a través de las pendientes y las áreas de las regiones; o bien a través de las caídas y las áreas de las regiones; o bien a través de las pendientes, las caídas y las áreas de las regiones.

- Una vez que el dispositivo procesador de datos (2) determina la tendencia de gasto cardíaco, éste emite o envía algún tipo de señal (acústica, visual o de cualquier otro tipo)
- 25 al usuario para informarle de tal evento. En una realización preferente, el dispositivo procesador de datos (2) indica al usuario la necesidad de realizar la aplicación de la presión de medida de gasto.

- En otra realización preferente, el dispositivo procesador de datos (2) determina que existe una tendencia de gasto cardíaco si coinciden los resultados a través de los tres
- 30 parámetros (pendientes, caídas y áreas) o bien si coinciden al menos el resultado de los parámetros caídas y áreas.

En la Figura 4 se puede visualizar la apariencia de una realización preferente del dispositivo portátil (1) en el que se incluye además un manguito flexible (8) configurado para tomar la presión sanguínea del usuario.

5 Se ha de destacar que en esta realización el emisor LED (5) y el detector de luz (6) están integrados en un pulsioxímetro (12) a través del cual se puede obtener otros parámetros como son la saturación de oxígeno de la hemoglobina.

En la Figura 5 se muestra el sistema (20) para determinar la tendencia de gasto cardíaco según la invención en su variante más básica.

10 En concreto el sistema (20) comprende un dispositivo portátil (21) y un dispositivo procesador de datos (32).

El dispositivo portátil (21) comprende unos medios de procesamiento (22), una bomba de aire (23), un puerto de conexión fluidica (24) vinculado con la bomba de aire (23), un emisor LED (25), un detector de luz (26) y un puerto de comunicación (41).

15 Asimismo, el dispositivo portátil (21) comprende además una fuente de alimentación (no mostrada en la Figura 5 para la alimentación de la bomba de aire (23), el puerto de conexión fluidica (24), el emisor LED (25) y el detector de luz (26).

Preferiblemente, la fuente de alimentación es una batería recargable.

20 Los medios de procesamiento (22) controlan por lo menos, la bomba de aire (23), el emisor LED (25) y la fuente de alimentación y está en comunicación de datos con el puerto de conexión fluidica (24) y el detector de luz (26).

El puerto de conexión fluidica (24) está configurado para recibir un manguito inflable (28) a través del cual se puede proporcionar al usuario una presión de medida de gasto superior a la presión venosa e inferior a la presión sistólica del usuario.

25 Los medios de procesamiento (22) están configurados preferiblemente para recoger las medidas correspondientes de la toma de la presión sanguínea a través de diferentes sensores de presión.

El emisor LED (25) está configurado para emitir luz de una longitud de onda predeterminada hacia una parte del cuerpo del usuario.

30 La luz emitida se puede dirigir al brazo y/o dedo del usuario. Preferiblemente, la luz emitida es infrarroja.

El detector de luz (26) está configurado para recibir la luz transmitida o reflejada emitida por el emisor LED (25) sobre el cuerpo del usuario, determinando el valor de intensidad de la misma o señal pletismográfica, y para transmitir la señal pletismográfica a los medios de procesamiento de datos (22). Los medios de procesamiento de datos (22) están configurados para recibir las señales pletismográficas.

El detector de luz (26) está configurado para obtener una primera señal pletismográfica ($SP_A(t)$) en un primer periodo de tiempo en el que se incluye un primer y segundo intervalo de tiempo al que al usuario se le ha aplicado una presión de medida de gasto superior a la presión venosa e inferior a la presión sistólica a través del manguito inflable, y una segunda señal pletismográfica ($SP_B(t)$) en un segundo periodo de tiempo en el que se incluye un primer y segundo intervalo de tiempo al que al usuario se le ha aplicado una presión de medida de gasto superior a la presión venosa e inferior a la presión sistólica a través del manguito inflable.

En esta realización preferente, el primer periodo de tiempo y el segundo periodo de tiempo tienen la misma duración temporal (t_f).

El detector de luz (26) está configurado para transmitir las señales pletismográficas a los medios de procesamiento (22).

Los medios de procesamiento (22) están configurados para recibir las señales pletismográficas y para transmitirlas al puerto de comunicación (41).

El puerto de comunicación (41) está configurado para recibir las señales pletismográficas y para transmitir las señales pletismográficas al dispositivo procesador de datos (32).

El dispositivo procesador de datos (32) se encuentra en el exterior del dispositivo portátil (21), pudiéndose encontrar en un servidor, smartphone o cualquier otro dispositivo electrónico.

El dispositivo procesador de datos (32) está configurado para recibir las señales pletismográficas y para determinar la tendencia del gasto cardíaco a partir de por lo menos uno de los siguientes parámetros: pendientes de la primera y segunda señales pletismográficas ($\widehat{PcA}, \widehat{PcB}$) en el punto de carga (t_0, SP_0), magnitud de la caída de la primera y segunda señales pletismográficas ($\widehat{SPf_A}, \widehat{SPf_B}$) en un primer intervalo de tiempo, y áreas de las regiones que se encuentran entre la recta paralela al eje de abscisas a una altura coincidente con la ordenada del punto de carga y la señal

pletismográfica ($\widehat{Ac}_A, \widehat{Ac}_B$) en un segundo intervalo de tiempo; encontrándose el primer y segundo intervalo dentro del primer y segundo periodos de tiempo, respectivamente, al que al usuario se le ha aplicado la presión de medida de gasto.

En esta realización preferente, el primer intervalo de tiempo y el segundo intervalo de tiempo tienen la misma duración temporal que coincide con la duración de la aplicación de la presión de medida de gasto (t_f).

Preferiblemente, el dispositivo procesador de datos (32) está configurado para determinar la tendencia del gasto cardíaco a partir de por lo menos uno de los siguientes parámetros o de la combinación de ellos:

- 10 - Diferencia entre el valor de la pendiente de la segunda señal pletismográfica en su punto de carga (Pc_B) y el valor de la pendiente de la primera señal pletismográfica en su punto de carga (Pc_A):
 - Si $\Delta \widehat{Pc} = \widehat{Pc}_B - \widehat{Pc}_A < 0$, se determina que hay un crecimiento del gasto cardíaco,
- 15 ○ Si $\Delta \widehat{Pc} = \widehat{Pc}_B - \widehat{Pc}_A > 0$, se determina que hay una caída del gasto cardíaco.
- Diferencia entre el valor “SPf” o caída de la segunda señal pletismográfica desde la abscisa de su punto de carga (t_{0B}) a $t_{0B}+t_f$ ($\widehat{SPf}_B$) y el valor de “SPf” o caída de la primera señal pletismográfica desde la abscisa de su punto de
- 20 carga (t_{0A}) a $t_{0A}+t_f$ ($\widehat{SPf}_A$)
 - Si $\Delta \widehat{SPf} = \widehat{SPf}_B - \widehat{SPf}_A > 0$, se determina incremento del gasto,
 - Si $\Delta \widehat{SPf} = \widehat{SPf}_B - \widehat{SPf}_A < 0$, se determina caída del gasto.
- Diferencia entre:
 - el área de la región ($\widehat{Ac}_B$), durante la aplicación de la presión de
 - 25 medida de gasto, que se encuentra entre la recta paralela al eje de abscisas a una altura coincidente con la ordenada del punto de carga de la segunda señal pletismográfica y dicha segunda señal pletismográfica, y

- el área de la región ($\widehat{Ac}_A$), durante la aplicación de la presión de medida de gasto, que se encuentra entre la recta paralela al eje de abscisas a una altura coincidente con la ordenada del punto de carga de la primera señal pletismográfica y dicha primera señal pletismográfica

- Si $\Delta\widehat{Ac}=\widehat{Ac}_B - \widehat{Ac}_A > 0$, se determina incremento del gasto,
- Si $\Delta\widehat{Ac}=\widehat{Ac}_B - \widehat{Ac}_A < 0$, se determina caída del gasto

En esta realización preferente las señales pletismográficas ($SP_A(t)$, $SP_B(t)$) se encuentran normalizadas por el valor de la señal pletismográfica en la abscisa de punto de carga (en concreto, dividiendo la señal pletismográfica por este valor).

El dispositivo procesador de datos (32) puede determinar la tendencia del gasto a través de únicamente el parámetro de las pendientes de las señales pletismográficas; o bien únicamente a través de los valores de las caídas de las señales pletismográficas; o bien únicamente a través de las áreas de las regiones; o bien a través de las pendientes y la caídas de las señales pletismográficas; o bien a través de las pendientes y las áreas de las regiones; o bien a través de las caídas y las áreas de las regiones; o bien a través de las pendientes, las caídas y las áreas de las regiones.

Una vez el dispositivo procesador de datos (32) determina la tendencia de gasto cardíaco emite o envía algún tipo de señal (acústica, visual o de cualquier otro tipo) al usuario para informarle de tal evento. En una realización preferente, el dispositivo procesador de datos (32) indica al usuario la necesidad de repetir la aplicación de la presión de medida de gasto.

En otra realización preferente, el dispositivo procesador de datos (32) determina que existe una tendencia de gasto cardíaco si coinciden los resultados a través de los tres parámetros (pendiente, caída y área) o bien si coinciden al menos el resultado de los parámetros caída y área.

REIVINDICACIONES

1. Método implementado por computador para determinar la tendencia de gasto cardíaco a partir de una primera señal pletismográfica en un primer espacio de tiempo en el que se incluye por lo menos un primer periodo de tiempo al que al usuario se le ha aplicado una presión de medida de gasto superior a la presión venosa e inferior a la presión sistólica, y de una segunda señal pletismográfica en un segundo espacio de tiempo, posterior en el tiempo al primer espacio de tiempo, en el que se incluye por lo menos un segundo periodo de tiempo al que al usuario se le ha aplicado una presión de medida de gasto superior a la presión venosa e inferior a la presión sistólica, comprendiendo dicho método una etapa en la que se determina la tendencia de gasto cardíaco en función de por lo menos uno de los siguientes parámetros: pendientes de la primera y segunda señales pletismográficas en el punto de carga, caída de la primera y segunda señales pletismográficas en un primer intervalo de tiempo y áreas de las regiones que se encuentran entre la recta paralela al eje de abscisas a una altura coincidente con la ordenada del punto de carga y la señal pletismográfica en un segundo intervalo de tiempo, encontrándose por lo menos parte del primer intervalo dentro del primer y segundo periodos de tiempo y parte del segundo intervalo dentro del primer y segundo periodos de tiempo.
2. Método según la reivindicación anterior en el que la tendencia del gasto cardíaco se determina a partir de por lo menos la diferencia entre la pendiente de la segunda señal pletismográfica en su punto de carga y la pendiente de la primera señal pletismográfica en su punto de carga.
3. Método según la reivindicación anterior en el que, si la diferencia es negativa, se indica un aumento del gasto cardíaco.
4. Método según cualquiera de las reivindicaciones 2 ó 3 en el que, si la diferencia es positiva, se indica una reducción del gasto cardíaco.
5. Método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores en el que la tendencia del gasto cardíaco se determina a partir de por lo menos la diferencia de la caída de la segunda señal pletismográfica y la primera señal pletismográfica en el primer intervalo de tiempo.

6. Método según la reivindicación anterior en el que el primer intervalo de tiempo presenta una duración de 20 a 50 s.
- 5 7. Método según la reivindicación anterior en el que la duración del primer intervalo es de 40 s.
8. Método según cualquiera de las reivindicaciones 5 a 7 en el que la caída de la primera señal pletismográfica es la diferencia entre el valor de la primera señal pletismográfica al final del primer intervalo de tiempo y el valor de la primera
10 señal pletismográfica en la abscisa del punto de carga de la primera señal pletismográfica, y en el que la caída de la segunda señal pletismográfica es la diferencia entre el valor de la segunda señal pletismográfica al final del primer intervalo de tiempo y el valor de la segunda señal pletismográfica en la abscisa del punto de carga de la segunda señal pletismográfica.
15
9. Método según cualquiera de las reivindicaciones 5 a 7 en el que la caída de la primera señal pletismográfica es la diferencia entre el valor de la primera señal pletismográfica al final del primer intervalo de tiempo y el valor de la primera señal pletismográfica en un primer instante anterior a la aplicación de la presión
20 de medida de gasto, y en el que la caída de la segunda señal pletismográfica es la diferencia entre el valor de la segunda señal pletismográfica al final del primer intervalo de tiempo y el valor de la segunda señal pletismográfica en un segundo instante anterior a la aplicación de la presión de medida de gasto.
- 25 10. Método según la reivindicación anterior en el que el primer instante y el segundo instante anteriores se encuentran a la misma distancia temporal respecto a la abscisa del punto de carga de la primera señal pletismográfica y la abscisa del punto de carga de la segunda señal pletismográfica, respectivamente.
- 30 11. Método según cualquiera de las reivindicaciones 5 a 7 en el que caída de la primera señal pletismográfica es la diferencia entre el valor de la primera señal pletismográfica al final del primer intervalo de tiempo y la media del valor de la primera señal pletismográfica durante una primera franja de tiempo previa a la aplicación de la presión de medida de gasto, y en el que la caída de la segunda
35 señal pletismográfica es la diferencia entre el valor de la segunda señal pletismográfica al final del primer intervalo de tiempo y la media del valor de la segunda señal pletismográfica durante una segunda franja de tiempo previa a la aplicación de la presión de medida de gasto.

12. Método según la reivindicación anterior en el que la primera franja de tiempo y la segunda franja de tiempo se encuentran a la misma distancia temporal respecto de la abscisa del punto de carga de la primera señal pletismográfica y la abscisa del punto de carga de la segunda señal pletismográfica, respectivamente.
13. Método según cualquiera de las reivindicaciones 11 ó 12 en el que la duración de las primeras y segundas franjas de tiempo son de 5 s.
14. Método según cualquiera de las reivindicaciones 5 a 13 en el que si la diferencia de la caída es negativa, se indica una reducción del gasto cardíaco.
15. Método según cualquiera de las reivindicaciones 5 a 14 en el que si la diferencia de la caída es positiva, se indica un aumento del gasto cardíaco.
16. Método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores en el que la tendencia del gasto cardíaco se determina a partir de por lo menos la diferencia del área de la región que se encuentra entre la recta paralela al eje de abscisas a una altura coincidente con la ordenada del punto de carga de la segunda señal pletismográfica y la segunda señal pletismográfica en el segundo intervalo y del área de la región que se encuentra entre la recta paralela al eje de abscisas a una altura coincidente con la ordenada del punto de carga de la primera señal pletismográfica y la primera señal pletismográfica en el segundo intervalo.
17. Método según la reivindicación anterior en el que si la diferencia de áreas es negativa, se indica una reducción del gasto cardíaco.
18. Método según cualquiera de las reivindicaciones 16 ó 17 en el que si la diferencia de áreas es positiva, se indica un aumento del gasto cardíaco.
19. Método según cualquiera de las reivindicaciones 16, 17 ó 18 en el que el segundo intervalo de presenta una duración dentro del rango de 20 a 50 s.
20. Método según la reivindicación anterior en el que la duración del segundo intervalo de tiempo es de 40 s.
21. Método según cualquiera de las reivindicaciones 16 a 20 en el que el segundo intervalo se inicia en las abscisas de los puntos de carga de las señales pletismográficas

22. Método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores que comprende además una etapa en el que las señales pletismográficas se normalizan.
- 5 23. Método según la reivindicación anterior en el que las señales pletismográficas se normalizan dividiéndolas por el valor de la señal pletismográfica en la abscisa de su punto de carga.
- 10 24. Dispositivo procesador de datos que comprende medios para llevar a cabo cualquiera de los métodos de las reivindicaciones 1 a 23.
- 15 25. Programa de ordenador que comprende instrucciones que, cuando el programa se ejecuta en un ordenador, causa que el ordenador lleve a cabo los pasos de cualquiera de los métodos de las reivindicaciones 1 a 23.
- 20 26. Medio leíble por computador que comprende instrucciones que cuando son ejecutadas por un computador causan que el computador lleve a cabo cualquiera de los métodos de las reivindicaciones 1 a 23.
27. Método para determinar la tendencia de gasto cardíaco que comprende las siguientes etapas:
- Obtención, por medio de un detector de luz, de una primera señal pletismográfica en un primer espacio de tiempo en el que se incluye por lo menos un primer periodo de tiempo al que al usuario se le ha aplicado una presión de medida de

25 gasto superior a la presión venosa e inferior a la presión sistólica;

 - Obtención, por medio de un detector de luz, de una segunda señal pletismográfica en un segundo espacio de tiempo en el que se incluye por lo menos un segundo periodo de tiempo al que al usuario se le ha aplicado una presión de medida de gasto superior a la presión venosa e inferior a la presión

30 sistólica;

 - Determinación de la tendencia de gasto cardíaco, a través de unos medios de procesamiento, a partir de por lo menos uno de los siguientes parámetros: pendientes de la primera y segunda señales pletismográficas en el punto de carga, caída de la primera y segunda señales pletismográficas en un primer

35 intervalo de tiempo y áreas de las regiones que se encuentran entre la recta paralela al eje de abscisas a una altura coincidente con la ordenada del punto de carga y la señal pletismográfica en un segundo intervalo de tiempo,

encontrándose por lo menos parte del primer intervalo dentro del primer y segundo periodos de tiempo y parte del segundo intervalo dentro del primer y segundo periodos de tiempo.

28. Método según la reivindicación anterior en el que la tendencia del gasto cardíaco se determina a partir de por lo menos la diferencia entre la pendiente de la segunda señal pletismográfica en su punto de carga y la pendiente de la primera señal pletismográfica en su punto de carga.
29. Método según la reivindicación anterior en el que si la diferencia es negativa, se indica un aumento del gasto cardíaco.
30. Método según cualquiera de las reivindicaciones 28 ó 29 en el que si la diferencia es positiva, se indica una reducción del gasto cardíaco.
31. Método según cualquiera de las reivindicaciones 27 a 30 en el que la tendencia del gasto cardíaco se determina a partir de por lo menos la diferencia de la caída de la segunda señal pletismográfica y la primera señal pletismográfica en un primer intervalo de tiempo.
32. Método según la reivindicación anterior en el que el primer intervalo de tiempo presenta una duración de 20 a 50 s.
33. Método según la reivindicación anterior en el que la duración del primer intervalo de tiempo es de 40 s.
34. Método según cualquiera de las reivindicaciones 27 a 33 en el que la caída de la primera señal pletismográfica es la diferencia entre el valor de la primera señal pletismográfica al final del primer intervalo de tiempo y el valor de la primera señal pletismográfica en la abscisa del punto de carga de la primera señal pletismográfica, y en el que la caída de la segunda señal pletismográfica es la diferencia entre el valor de la segunda señal pletismográfica al final del primer intervalo de tiempo y el valor de la segunda señal pletismográfica en la abscisa del punto de carga de la segunda señal pletismográfica.
35. Método según cualquiera de las reivindicaciones 27 a 33 en el que la caída de la primera señal pletismográfica es la diferencia entre el valor de la primera señal pletismográfica al final del primer intervalo de tiempo y el valor de la primera señal pletismográfica en un primer instante anterior a la aplicación de la presión

de medida de gasto, y en el que la caída de la segunda señal pletismográfica es la diferencia entre el valor de la segunda señal pletismográfica al final del primer intervalo de tiempo y el valor de la segunda señal pletismográfica en un segundo instante anterior a la aplicación de la presión de medida de gasto.

5

36. Método según la reivindicación anterior en el que el primer instante y el segundo instante anteriores se encuentran a la misma distancia temporal respecto al punto de carga de la primera señal pletismográfica y el punto de carga de la segunda señal pletismográfica, respectivamente.

10

37. Método según cualquiera de las reivindicaciones 27 a 33 en el que caída de la primera señal pletismográfica es la diferencia entre el valor de la primera señal pletismográfica al final del primer intervalo de tiempo y la media del valor de la primera señal pletismográfica durante una primera franja de tiempo previa a la aplicación de la presión de medida de gasto, y en el que la caída de la segunda señal pletismográfica es la diferencia entre el valor de la segunda señal pletismográfica al final del primer intervalo de tiempo y la media del valor de la segunda señal pletismográfica durante una segunda franja de tiempo previa a la aplicación de la presión de medida de gasto.

15

20

38. Método según la reivindicación anterior en el que la primera franja de tiempo y la segunda franja de tiempo se encuentran a la misma distancia temporal respecto a la abscisa del punto de carga de la primera señal pletismográfica y la abscisa del punto de carga de la segunda señal pletismográfica, respectivamente.

25

39. Método según cualquiera de las reivindicaciones 37 ó 38 en el que la duración de las primeras y segundas franjas de tiempo son de 5 s.

30

40. Método según cualquiera de las reivindicaciones 31 a 39 en el que si la diferencia de la caída es negativa, se indica una reducción del gasto cardíaco.

41. Método según cualquiera de las reivindicaciones 31 a 40 en el que si la diferencia de la caída es positiva, se indica un aumento del gasto cardíaco.

35

42. Método según cualquiera de las reivindicaciones 26 a 40 en el que la tendencia del gasto cardíaco se determina a partir de por lo menos la diferencia del área de la región que se encuentra entre la recta paralela al eje de abscisas a una altura coincidente con la ordenada del punto de carga de la segunda señal

pletismográfica y la segunda señal pletismográfica en el segundo intervalo y del área de la región que se encuentra entre la recta paralela al eje de abscisas a una altura coincidente con la ordenada del punto de carga de la primera señal pletismográfica y la primera señal pletismográfica en el segundo intervalo.

- 5
43. Método según la reivindicación anterior en el que si la diferencia de áreas es negativa, se indica una reducción del gasto cardíaco.
44. Método según cualquiera de las reivindicaciones 42 ó 43 en el que si la diferencia de áreas es positiva, se indica un incremento del gasto cardíaco.
- 10
45. Método según cualquiera de las reivindicaciones 42, 43 ó 44 en el que el segundo intervalo de tiempo presenta una duración dentro del rango de 20 a 50 s.
- 15
46. Método según la reivindicación anterior en el que la duración del segundo intervalo de tiempo es de 40 s.
47. Método según cualquiera de las reivindicaciones 27 a 46 que comprende además una etapa en el que las señales pletismográficas se normalizan.
- 20
48. Método según la reivindicación anterior en el que las señales pletismográficas se normalizan dividiéndolas por el valor de la señal pletismográfica en la abscisa del punto de carga.
- 25
49. Método según cualquiera de las reivindicaciones 27 a 48 en el que los medios de procesamiento es un dispositivo procesador de datos según la reivindicación 24.
- 30
50. Dispositivo portátil para determinar la tendencia de gasto cardíaco que comprende un dispositivo procesador de datos según la reivindicación 24, una bomba de aire, un puerto de conexión fluidica vinculado con la bomba de aire, un emisor LED, un detector de luz y una fuente de alimentación para alimentar por lo menos al dispositivo procesador, al emisor LED y al detector de luz;
- 35
- estando el puerto de conexión fluidica y el detector de luz en comunicación de datos con el dispositivo procesador de datos;

estando el puerto de conexión fluidica configurado para comunicarse fluidicamente con un manguito inflable preparado para ubicarse en una parte del cuerpo de un usuario;

5 estando la bomba de aire configurada para proporcionar al usuario a través del puerto de conexión fluidica, cuando dicho puerto de conexión fluidica está en comunicación fluidica con el manguito inflable, una presión de medida de gasto superior a la presión venosa e inferior a la presión sistólica del usuario;

10 estando el emisor LED configurado para emitir luz de una longitud de onda predeterminada hacia una región del cuerpo del usuario;

estando el detector de luz configurado para obtener una primera señal pletismográfica de la cantidad de luz reflejada de la emitida por el emisor LED
15 en la región del cuerpo del usuario en un primer espacio de tiempo en el que se incluye por lo menos un primer periodo de tiempo al que al usuario se le ha aplicado una presión de medida de gasto superior a la presión venosa e inferior a la presión sistólica a través del manguito inflable y una segunda señal pletismográfica de la cantidad de luz reflejada de la emitida por el emisor LED
20 en la región del cuerpo del usuario en un segundo espacio de tiempo, posterior en el tiempo al primer espacio de tiempo, en el que se incluye por lo menos un segundo periodo de tiempo al que al usuario se le ha aplicado una presión de medida de gasto superior a la presión venosa e inferior a la presión sistólica a través del manguito inflable;

25 estando el detector de luz en comunicación de datos con el dispositivo procesador de datos y configurado para transmitir las señales pletismográficas al dispositivo procesador de datos;

30 estando el dispositivo procesador de datos configurado para recibir las señales pletismográficas.

51. Dispositivo portátil según la reivindicación anterior en el que el emisor LED está configurado para emitir luz dentro del rango de luz roja a luz infrarroja.

35

52. Dispositivo portátil según cualquiera de las reivindicaciones 50 ó 51 en el que el dispositivo procesador de datos está configurado para determinar el nivel de saturación de oxígeno de la hemoglobina.
- 5 53. Dispositivo portátil según cualquiera de las reivindicaciones 50 a 52 en el que el emisor LED y el detector luz están integrados en un pulsioxímetro integrado también en el dispositivo portátil.
- 10 54. Dispositivo portátil según cualquiera de las reivindicaciones 50 a 53 que comprende además un puerto de comunicación vinculado con el dispositivo procesador.
- 15 55. Dispositivo portátil según cualquiera de las reivindicaciones 50 a 54 que comprende además el manguito inflable.
56. Dispositivo portátil según cualquiera de las reivindicaciones 50 a 55 que comprende además al menos dos electrodos vinculados al dispositivo procesador y configurados para la medición del electrocardiograma del usuario.
- 20 57. Dispositivo portátil según cualquiera de las reivindicaciones 50 a 56 que comprende además por lo menos dos puertos de conexión eléctrica vinculados con el dispositivo procesador y configurados para que se les pueda conectar dos electrodos cableados configurados para la medición del electrocardiograma del usuario.
- 25 58. Dispositivo portátil según cualquiera de las reivindicaciones 50 a 57 que comprende una interfaz de usuario configurada para mostrar la tendencia del gasto cardíaco determinada.
- 30 59. Sistema para determinar la tendencia de gasto cardíaco que comprende:
- un dispositivo portátil que comprende unos medios de procesamiento de datos, una bomba de aire, un puerto de conexión fluídica vinculado con la bomba de aire, un emisor LED, un detector de luz, un puerto de comunicación y una fuente de alimentación para alimentar por lo menos al dispositivo procesador, al emisor LED, al detector de luz y al puerto de comunicación;
- 35

estando el puerto de conexión fluídica y el detector de luz en comunicación de datos con los medios de procesamiento de datos;

5 estando el puerto de conexión fluídica configurado para comunicarse fluídicamente con un manguito inflable preparado para ubicarse en una parte del cuerpo del usuario;

10 estando la bomba de aire configurada para proporcionar al usuario a través del puerto de conexión fluídica, cuando dicho puerto de conexión fluídica está en comunicación fluídica con el manguito inflable, una presión de medida de gasto superior a la presión venosa e inferior a la presión sistólica del usuario;

15 estando el emisor LED configurado para emitir luz de una longitud de onda predeterminada hacia una región del cuerpo del usuario;

estando el detector de luz configurado para obtener una primera señal
pletismográfica de la cantidad de luz reflejada de la emitida por el emisor LED
en la región del cuerpo del usuario en un primer espacio de tiempo en el que se
incluye por lo menos un primer periodo de tiempo al que al usuario se le ha
20 aplicado una presión de medida de gasto superior a la presión venosa e inferior
a la presión sistólica a través del manguito inflable y una segunda señal
pletismográfica de la cantidad de luz reflejada de la emitida por el emisor LED
en la región del cuerpo del usuario en un segundo espacio de tiempo, posterior
en el tiempo al primer espacio de tiempo, en el que se incluye por lo menos un
25 segundo periodo de tiempo al que al usuario se le ha aplicado una presión de
medida de gasto superior a la presión venosa e inferior a la presión sistólica a
través del manguito inflable;

30 estando el detector de luz en comunicación de datos con los medios de procesamiento y configurado para transmitir las señales pletismográficas a los medios de procesamiento;

estando los medios de procesamiento configurados para recibir las señales
pletismográficas y para transmitir las señales pletismográficas al puerto de
35 comunicación;

estando los medios de procesamiento en comunicación de datos con el puerto de comunicación;

estando el puerto de comunicación configurado para recibir las señales pletismográficas y para transmitir las señales pletismográficas;

- Dispositivo procesador según la reivindicación 24 en comunicación de datos con el puerto de comunicación del dispositivo portátil y configurado para recibir las señales pletismográficas.

60. Sistema según la reivindicación anterior en el que el emisor LED está configurado para emitir luz dentro del rango de luz roja a luz infrarroja.

61. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones 59 ó 60 en el que los medios de procesamiento y/o el dispositivo procesador están configurados para determinar el nivel de saturación de oxígeno de la hemoglobina.

62. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones 59 a 61 en el que el emisor LED y el detector luz están integrados en un pulsioxímetro integrado también en el dispositivo portátil.

63. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones 59 a 62 en el que el dispositivo portátil comprende además el manguito inflable.

64. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones 59 a 63 en el que el dispositivo portátil comprende además al menos dos electrodos vinculados a los medios de procesamiento y configurados para la medición del electrocardiograma de un usuario.

65. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones 59 a 64 en el que el dispositivo portátil comprende además por lo menos dos puertos de conexión eléctrica vinculados con los medios de procesamiento y configurados para que se les pueda conectar dos electrodos cableados configurados para la medición del electrocardiograma de un usuario.

66. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones 59 a 65 en el que el dispositivo portátil comprende una interfaz de usuario configurada para mostrar la tendencia del gasto cardíaco determinada.

5 67. Sistema según cualquier de las reivindicaciones 59 a 66 en el que el dispositivo procesador forma parte de un servidor o smartphone.

68. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones 59 a 67 en el que la fuente de alimentación es una batería recargable.

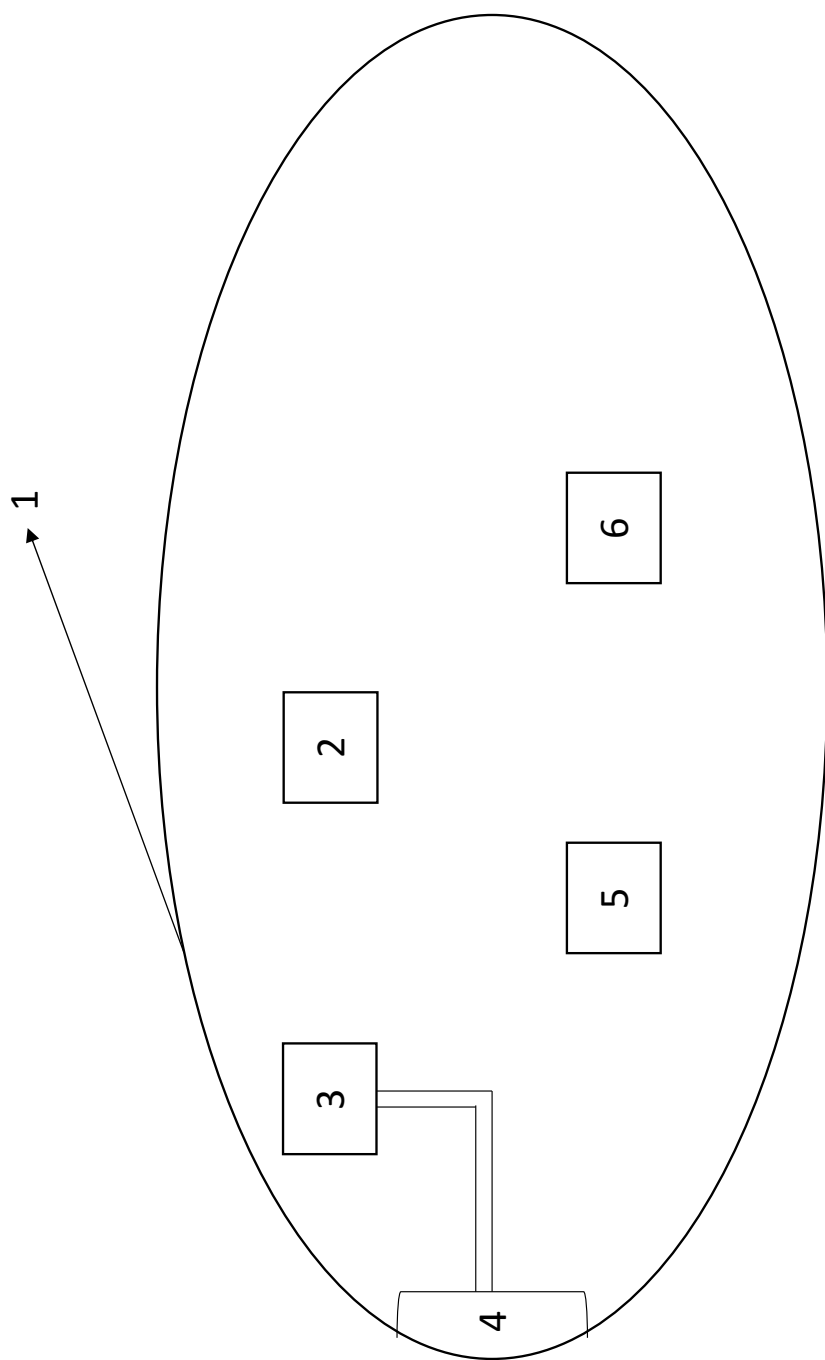


Fig. 1

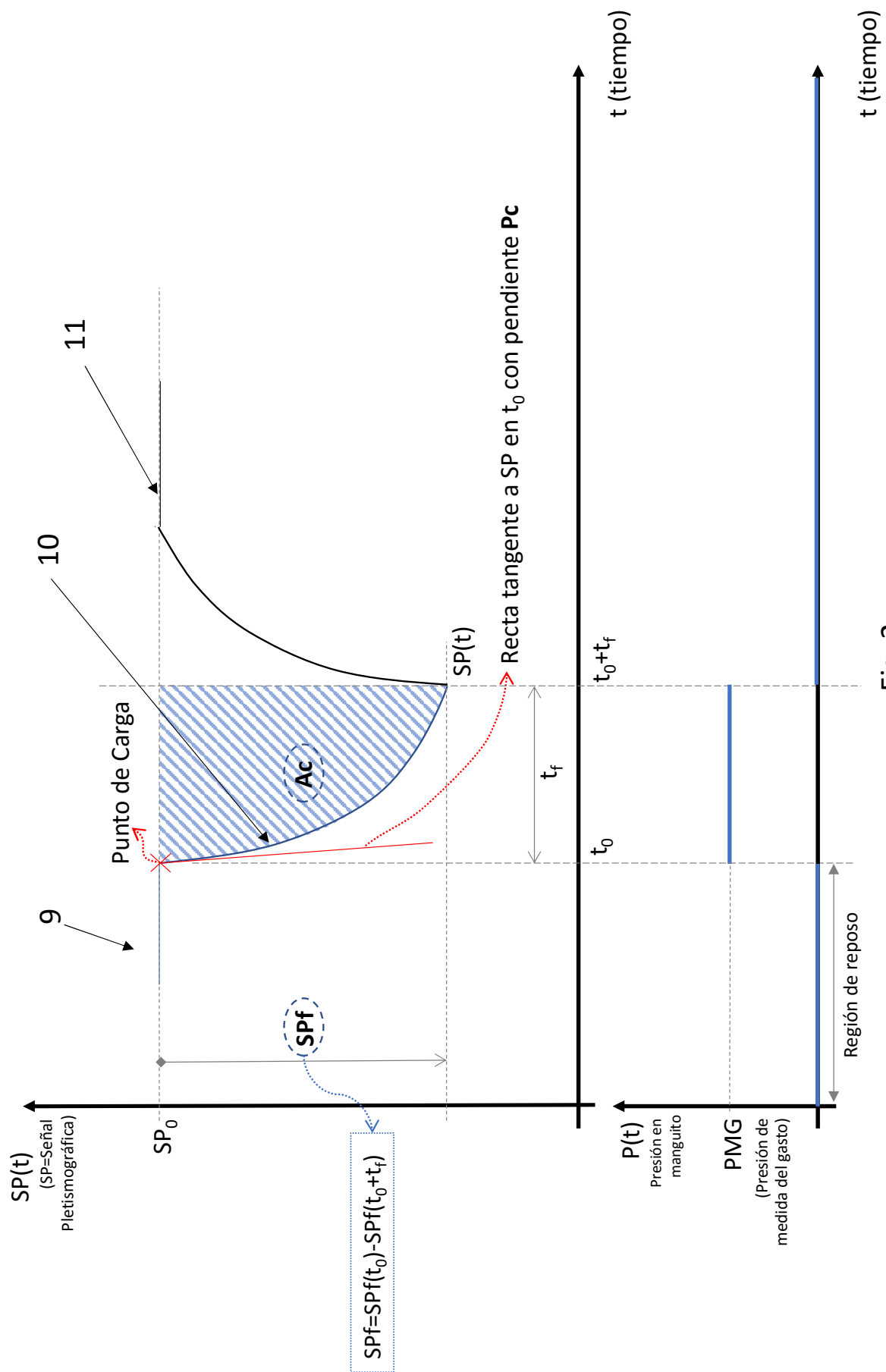
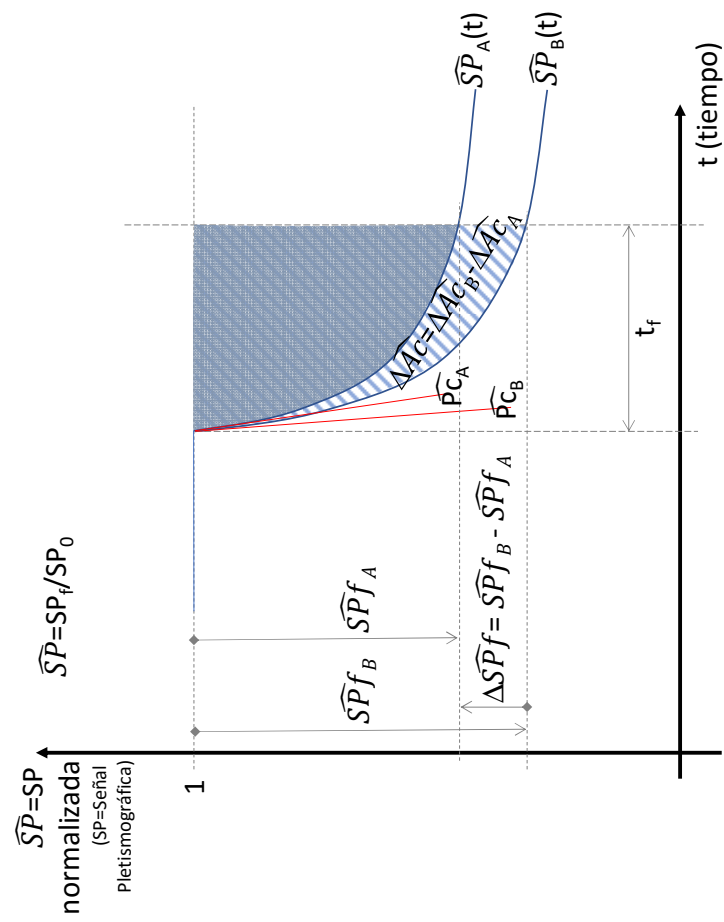


Fig. 2



GC= Gasto cardíaco
 Ejemplo $SP(t)$ con $GC_B > GC_A$
 $\Delta \widehat{SP}f = \widehat{SP}f_B - \widehat{SP}f_A > 0$
 $\Delta \widehat{AC} = \widehat{AC}_B - \widehat{AC}_A > 0$
 $\Delta \widehat{PC} = \widehat{PC}_B - \widehat{PC}_A > 0$

Fig. 3

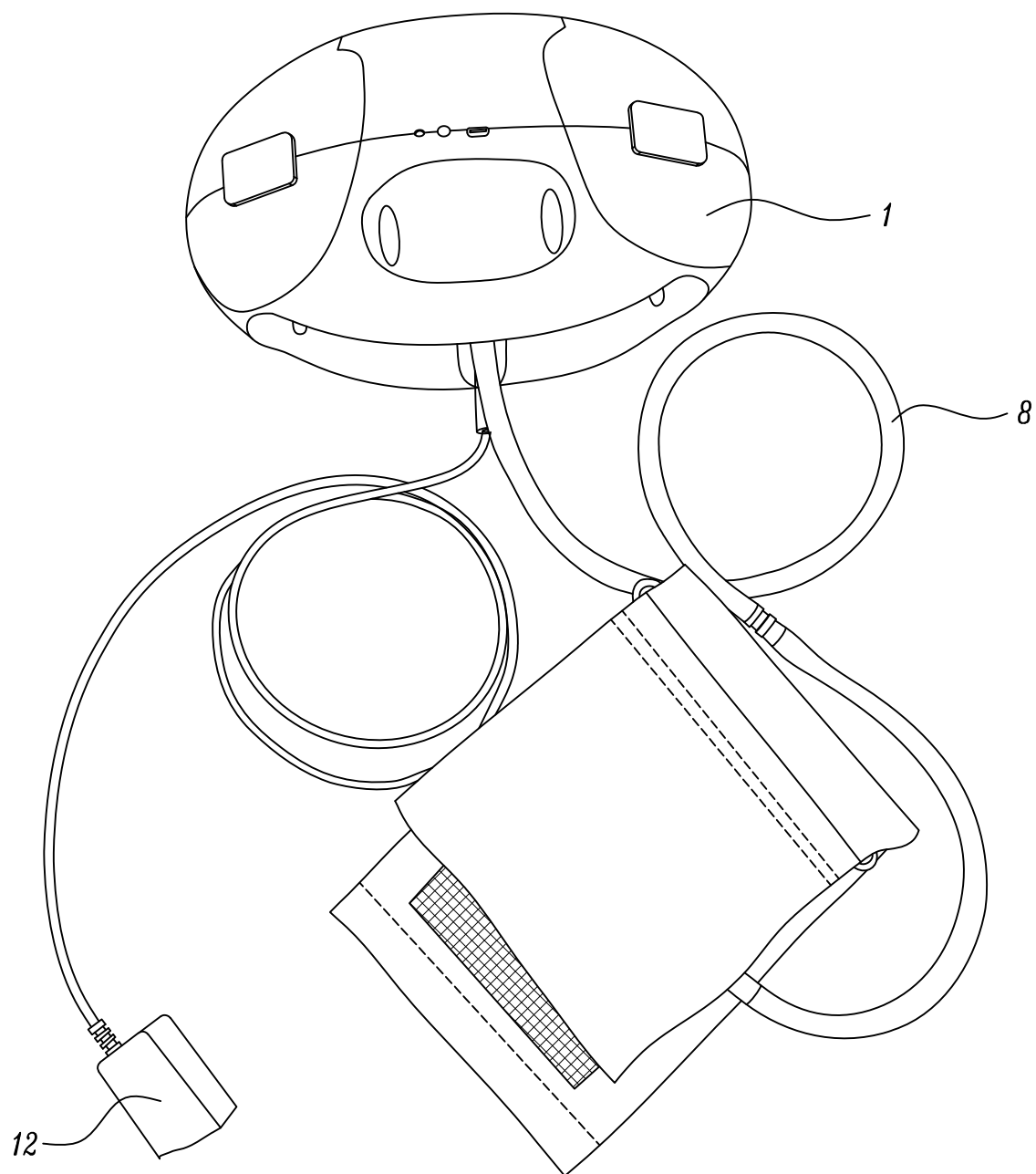


Figura 4

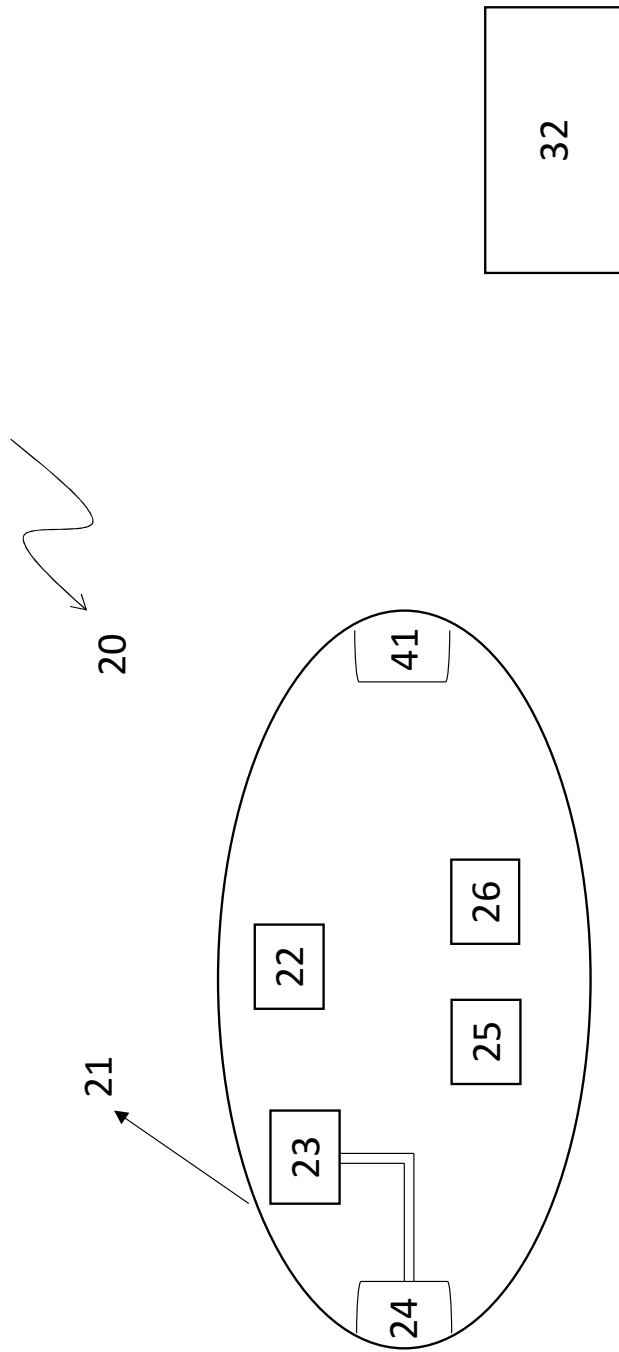


Fig. 5



- ②① N.º solicitud: 202030399
②② Fecha de presentación de la solicitud: 07.05.2020
③② Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TECNICA

⑤① Int. Cl.: **A61B5/0295** (2006.01)
A61B5/029 (2006.01)

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	⑤⑥ Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
X	US 2018206789 A1 (LI et al.) 26/07/2018, párrafos [4, 6, 22, 29, 32, 35, 37, 38]	24,50-68
X	US 2019239787 A1 (PAULEY et al.) 08/08/2019, párrafos [2, 5, 32, 33, 36, 39, 41, 45, 51, 60, 71, 78, 79];	24,50-68
X	US 2019167195 A1 (AXELROD et al.) 06/06/2019, párrafos [7, 18-20, 23, 28, 42-45];	24, 50-68
A	US 201418799 A1 (WILLMERINO) 03/07/2014, párrafos [1, 6, 26, 49, 56-59];	1-68
A	CN 107296593 A (JIANGSU STANDARD MEDICAL TECH CO. LTD.) 27/10/2017, párrafo [1]; párrafos [4 - 55]; párrafos [62 - 171];	1-68
A	WO 2019071198 A1 (UNIV. CALIFORNIA) 11/04/2019, página 2, líneas 17 - 28; página 3, línea 7 - página 17, línea 17;	1-68
A	US 2019343406 A1 (TEXEIRA) 14/11/2019, párrafo [3]; párrafos [29 - 69];	1-68
A	US 2007213625 A1 (NAYAK et al.) 13/09/2007, párrafos [1, 18, 23]; párrafos [33 - 53];	1-68

Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia

Y: de particular relevancia combinado con otro/s de la misma categoría

A: refleja el estado de la técnica

O: referido a divulgación no escrita

P: publicado entre la fecha de prioridad y la de presentación de la solicitud

E: documento anterior, pero publicado después de la fecha de presentación de la solicitud

El presente informe ha sido realizado

☒ para todas las reivindicaciones

☐ para las reivindicaciones nº:

Fecha de realización del informe
23.03.2021

Examinador
A. Cárdenas Villar

Página
1/2

Documentación mínima buscada (sistema de clasificación seguido de los símbolos de clasificación)

A61B

Bases de datos electrónicas consultadas durante la búsqueda (nombre de la base de datos y, si es posible, términos de búsqueda utilizados)

INVENES, EPODOC, DWPI, NPL, MEDLINE, INSPEC, BIOSIS