



(51) Clasificación Internacional de Patentes:
A61B 5/024 (2006.01) *A61B 5/1455* (2006.01)

(21) Número de la solicitud internacional:
PCT/ES2017/070195

(22) Fecha de presentación internacional:
31 de marzo de 2017 (31.03.2017)

(25) Idioma de presentación: español

(26) Idioma de publicación: español

(30) Datos relativos a la prioridad:
P 201630398 1 de abril de 2016 (01.04.2016) ES

(71) Solicitantes: **CONSEJO SUPERIOR DE INVESTIGACIONES CIENTÍFICAS (CSIC)** [ES/ES]; C/ Serrano, 117, 28006 Madrid (ES). **UNIVERSIDAD PONTIFICIA DE COMILLAS** [ES/ES]; C/ Alberto Aguilera, 23, 28015 Madrid (ES). **UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID** [ES/ES]; C/ Donoso Cortés, 65, 1º, 28015 Madrid (ES).

(72) Inventores: **DOTOR CASTILLA, María Luisa**; Instituto De Microelectrónica de Madrid (IMM-CNM), C/ Isaac Newton, 8, 28760 Tres Cantos (Madrid) (ES). **MARTÍN ESCUDERO, Pilar**; Universidad Complutense de Madrid, C/ Donoso Cortés, 65, 1º, 28015 Madrid (ES). **GALINDO**

CANALES, Mercedes; Universidad Complutense de Madrid, C/ Donoso Cortés, 65, 1º, 28015 Madrid (ES). **MIGUEL TOBAL, Francisco**; Universidad Complutense de Madrid, C/ Donoso Cortés, 65, 1º, 28015 Madrid (ES). **GIANNETTI, Romano**; Universidad Pontificia de Comillas, C/ Alberto Aguilera, 23, 28015 Madrid (ES). **SÁNCHEZ MIRALLES, Álvaro**; Universidad Pontificia de Comillas, C/ Alberto Aguilera, 23, 28015 Madrid (ES). **LÓPEZ SILVA, Sonnia María**; Instituto de Microelectrónica de Madrid (IMM-CNM), C/ Isaac Newton, 8, 28760 Tres Cantos (Madrid) (ES).

(74) Mandatario: **PONS ARIÑO, Ángel**; Glorieta de Rubén Darío, 4, 28010 Madrid (ES).

(81) Estados designados (*a menos que se indique otra cosa, para toda clase de protección nacional admisible*): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

[Continúa en la página siguiente]

(54) Title: NON-INVASIVE SENSOR, DEVICE, SYSTEM AND METHOD FOR DETERMINING TRAINING PARAMETRES DURING THE PERFORMANCE OF PHYSICAL EXERCISES

(54) Título : SENSOR, DISPOSITIVO, SISTEMA Y MÉTODO NO INVASIVO PARA DETERMINAR PARÁMETROS DE ENTRENAMIENTO DURANTE LA REALIZACIÓN DE UN EJERCICIO FÍSICO

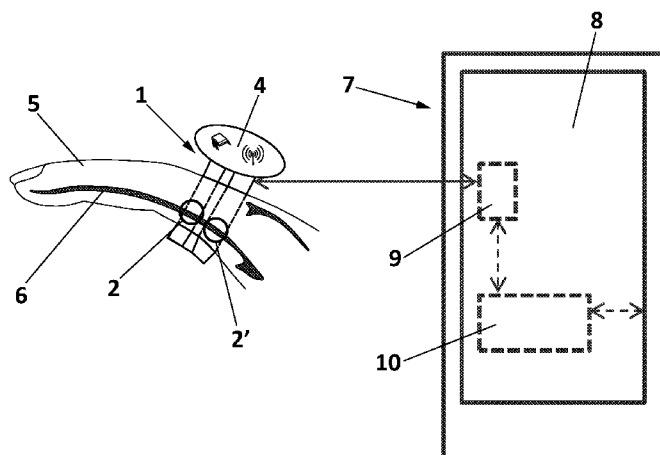


FIG. 1

(57) Abstract: A non-invasive, ring-shaped sensor (1) for determining blood oxygen saturation and heart rate of a person performing a physical exercise comprises a signal transmitter that transmits signals through the tissue and the arterial blood volume in the finger of the person, a receiver for receiving the transmitted signals and a first communication unit (4) that sends these signals wirelessly to a second communication unit (9) of a remote electronic device (7). In the device (7) the maximum lactate concentration, in the case of the performance of a progressive and intense exercise, and the training heart rate range are determined on the basis of the oxygen desaturation value in the arterial blood volume. The invention also relates to a system that comprises a sensor (1) and a device (7), as well as to the method for determining working zones using this system.

(57) Resumen:

[Continúa en la página siguiente]



(84) **Estados designados** (*a menos que se indique otra cosa, para toda clase de protección regional admisible*):
ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), euroasiática (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), europea (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL,

PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Publicada:

— con informe de búsqueda internacional (Art. 21(3))

Sensor (1) no invasivo en forma de anillo para determinar la saturación de oxígeno en sangre y la frecuencia cardíaca de un individuo que realiza ejercicio físico que comprende un emisor de señales para su transmisión a través del tejido y del volumen sanguíneo arterial del dedo del individuo, un receptor de las señales transmitidas y una primera unidad de comunicación (4) que envía inalámbricamente estas señales a una segunda unidad de comunicación (9) de un dispositivo electrónico remoto (7). En el dispositivo (7) se determina la concentración máxima de lactato en caso de realización de un ejercicio progresivo e intenso y el intervalo de frecuencia cardíaca de entrenamiento a partir del valor de las desaturaciones de oxígeno del volumen sanguíneo arterial. La invención se refiere también a un sistema que comprende un sensor (1) y un dispositivo (7) así como al método para determinar zonas de trabajo mediante dicho sistema.

**SENSOR, DISPOSITIVO, SISTEMA Y MÉTODO NO INVASIVO PARA
DETERMINAR PARÁMETROS DE ENTRENAMIENTO DURANTE LA REALIZACIÓN
DE UN EJERCICIO FÍSICO**

5

DESCRIPCIÓN

OBJETO DE LA INVENCION

La presente invención se refiere a un sensor no invasivo para medir y registrar la saturación de oxígeno en sangre y la frecuencia cardíaca de un individuo; un dispositivo electrónico remoto para determinar en qué instante de tiempo se producen cambios en variación de esos parámetros, un sistema para determinar el intervalo de valores de la frecuencia cardíaca que definen zonas de entrenamiento y calcular el incremento de concentración de lactato en sangre del individuo y un método para determinar dichas zonas de entrenamiento.

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

En la actualidad, muchos individuos realizan deporte de forma profesional, o amateur, y necesitan de sistemas o métodos que determinen parámetros biológicos de su cuerpo para establecer planes o rutinas de entrenamiento que mejoren su rendimiento físico según sus condiciones físicas.

Estos sistemas y métodos para mejorar el rendimiento físico están basados principalmente en el análisis de los gases espirados, la concentración de lactato en sangre, o en el control de sus variables cardiológicas, para establecer diferentes zonas de trabajo físico del individuo e individualizar su entrenamiento.

Más concretamente, el análisis no invasivo de los gases espirados, se realiza por personal cualificado en unas instalaciones adecuadas para este fin. El análisis de gases se basa en medir la concentración de los gases espirados por el individuo (oxígeno y dióxido de carbono) mientras realiza una prueba de esfuerzo. La composición del aire que inspira se mide antes de ser inspirado por el individuo. Con estos datos, junto con el análisis del volumen de gases espirados, los analizadores de gases respiratorios permiten cuantificar una serie de parámetros que aportan información acerca del

comportamiento de los aparatos cardiovascular y respiratorio, y del metabolismo energético durante la realización de ejercicio físico. Estos parámetros son de gran utilidad y aplicación en diferentes áreas de la medicina tal como en la cardiología, la neumología, la medicina deportiva o la medicina del trabajo.

5

La prueba de esfuerzo consiste en la realización de un ejercicio físico de tipo progresivo e intenso, es decir aquel cuya intensidad se incrementa progresivamente hasta que el individuo alcanza el máximo esfuerzo, mientras se monitorizan ciertos parámetros. Para ello se utilizan diferentes dispositivos ergómetros, como un tapiz rodante o un cicloergómetro, eligiéndose entre ellos el mas adecuado para cada individuo según el tipo de deporte que practica habitualmente. A lo largo de toda la prueba de esfuerzo, se van recogiendo diferentes variables, tanto del analizador de gases (registros respiratorios), como del electrocardiógrafo (frecuencias cardiacas). A través de los registros respiratorios se determinan las variaciones del metabolismo energético ya que se relacionan con la producción de diferentes metabolitos, entre los que se encuentra el lactato. En los registros respiratorios durante una prueba de esfuerzo, normalmente se detectan dos cambios significativos, el primero, conocido como umbral aeróbico o primer umbral ventilatorio relacionado con el comienzo de un leve incremento del lactato en sangre; y el segundo conocido, como umbral anaeróbico o segundo umbral ventilatorio, relacionado con un mayor incremento de la concentración del lactato en sangre.

Mediante el conocimiento de cuándo se fija el primer y segundo umbral ventilatorio del individuo, y el valor de la frecuencia cardiaca medida en el mismo instante del primer y segundo umbral, se puede definir una zona de trabajo y/o zonas de entrenamiento limitadas por esos puntos (zona de entrenamiento entre inicio y primer umbral, por ejemplo), así como otros parámetros como la velocidad o la carga dada en el momento de aparición de dichos umbrales ventilatorios, se pueden establecer diferentes pautas de entrenamiento para mejorar las condiciones físicas del individuo. Dichas pautas están normalmente basadas en los valores de frecuencia cardiaca obtenidos de la correlación entre los distintos parámetros medidos en la prueba de esfuerzo, ya que, de todos ellos, es lo más asequible de medir fuera del laboratorio. (López Chicharro J, Legido Arce J. Umbral anaerobio: bases fisiológicas y aplicaciones: Interamericana; 1991).

Otro de los métodos conocidos para determinar pautas de entrenamiento para la mejora del rendimiento físico de un individuo es a través del análisis invasivo de la concentración

del lactato en sangre (Simon J, Young J, Gutin B, Blood D, Case R. Lactate accumulation relative to the anaerobic and respiratory compensation thresholds. Journal of Applied Physiology. 1983;54(1):13-7). Este método principalmente se basa en tomar muestras de sangre periférica del individuo de forma periódica, mientras éste realiza una prueba de esfuerzo de intensidad incremental y así determinar la evolución de la concentración del lactato en un determinado volumen de sangre durante la prueba. Con el registro temporal de dicha evolución se determinan los cambios o saltos significativos en los valores de la concentración del lactato que establecen los umbrales lácticos, que a su vez se relacionan con los umbrales ventilatorios. Sin embargo, se trata de una prueba cruenta, que obliga a realizar un pinchazo en el pulpejo del dedo o en la oreja, con la consiguiente molestia para el individuo.

Pero cada método tiene sus desventajas. El método no invasivo de análisis de gases se debe realizar en un laboratorio de esfuerzo y por tanto con un elevado coste, lo que hace que sea principalmente utilizado por individuos que realizan deporte de forma profesional. Además, por sus grandes dimensiones y al no ser portátil, no puede ser utilizado en condiciones reales de entrenamiento a pie de pista o en test de campo. El método invasivo del análisis de la concentración de lactato se trata de una prueba cruenta que obliga a realizar varios pinchazos en el pulpejo del dedo o en la oreja, con la consiguiente molestia para el individuo y que además en ocasiones requiere interrumpir la cadencia del ejercicio físico, especialmente si se realiza mientras corre el individuo.

Debido a estos problemas, en la práctica el método más ampliamente utilizado para el entrenamiento es el control de las variables cardiológicas, especialmente la frecuencia cardíaca del individuo. Conociendo la frecuencia cardíaca y la edad del individuo, o deportista, se puede estimar cual es la mejor u óptima frecuencia cardíaca para realizar un entrenamiento. Se trata, no obstante, de un método no individualizado y poco preciso.

Hace algunos años, entrenadores y fisiólogos determinaban de forma imprecisa la frecuencia cardíaca tomando el pulso manualmente en las caras laterales del cuello (pulso carotideo) o en la cara lateral interna de las muñecas (pulso radial). Sin embargo, para realizar esta maniobra hay que parar de realizar ejercicio físico y, durante al menos 30 segundos, contar las pulsaciones arteriales.

Actualmente, el sistema más fiable para determinar la frecuencia cardíaca es un registro

electrocardiográfico (ECG) con 12 derivaciones, sin embargo, su uso sólo se circunscribe al laboratorio. Por ejemplo, el método descrito en la patente EP0785748B1 determina los valores umbrales para el metabolismo energético de un individuo basado en la medida ECG, donde analizan la señal para obtener el pulso y la frecuencia respiratoria.

5

Es por esto que se han desarrollado unos pulsómetros que permiten determinar de manera inmediata la frecuencia cardiaca del individuo que los porta (Achten, J., & Jeukendrup, A. E. (2003). Heart rate monitoring. Sports medicine, 33(7), 517-538).

- 10 El pulsómetro es un aparato electrónico que principalmente mide la frecuencia cardiaca (pulsaciones por minuto) en tiempo real. Los pulsómetros son también llamados monitores de frecuencia cardiaca. Más concretamente, los pulsómetros comprenden un reloj de pulsera y una banda. Concretamente la medida del latido cardiaco se realiza a través de un sensor ubicado en dicha banda que el individuo se tiene que poner en el
- 15 pecho, detectando de esta manera o bien modificaciones de volumen o de presión del pecho, o bien las señales eléctricas producidas por el corazón con un método parecido a los de un electrocardiógrafo con al menos una derivación. Con esta medición y, a partir de unos valores estimados en tablas y obtenidos en función de unos cálculos matemáticos que tienen en cuenta la edad del individuo, los entrenadores, preparadores
- 20 físicos e individuos pueden estimar cual es la frecuencia cardiaca óptima para correr o realizar ejercicio físico.

El uso del pulsómetro siempre es recomendable, ya que para los individuos aficionados al deporte es una forma sencilla de mantener el régimen de pulsaciones dentro de los

25 límites aconsejados por el propio pulsómetro. Mientras que para los individuos que son deportistas profesionales se hace casi imprescindible, a fin de conocer si están trabajando en los intervalos de frecuencias cardíacas que el entrenador les ha exigido, y que normalmente se establecen a partir de en los resultados de la prueba de esfuerzo que se haya realizado en el laboratorio.

30

Adicionalmente, el uso del pulsómetro también es recomendable para las personas con problemas cardiacos o que hayan sufrido una arritmia, un infarto de miocardio o problemas similares, y que hayan empezado a realizar ejercicio físico pautado todos los días como método de terapia de recuperación. Estas personas deben llevar puesto el

35 pulsómetro porque les sirve para conocer si mantiene el corazón a las pulsaciones

recomendadas por el médico, consiguiendo una mejora sin riesgo.

Cabe destacar que durante entrenamientos donde coincidan varias personas que usan pulsómetros, es imprescindible que la información entre cada banda y su reloj esté
5 codificada para evitar interferencias. También es conocido que estos pulsómetros pueden resultar en ocasiones molestos para el individuo ya que las bandas deben ser colocadas alrededor del pecho, especialmente en mujeres deportistas.

Adicionalmente, en algunos casos, se pueden generar interferencias eléctricas en las
10 medidas de la banda con piezas metálicas que puedan ir en la ropa, como es el caso de los sujetadores con piezas metálicas tal como aros. También, se han indicado interferencias eléctricas en las medidas de la banda por la aparición de sudor durante la realización del ejercicio e interferencias en el envío de los datos al reloj de pulsera.

Existen también otros métodos no invasivos para determinar las zonas de entrenamiento, como los descritos en el documento US6554776B1, donde se determina la frecuencia cardiaca de trabajo mediante medidas de flujo respiratorio; o el descrito en la patente US7993268B2, donde los umbrales se determinan midiendo la acidosis en tiempo real con métodos respiratorios. También, se conoce el descrito en la patente
20 US2009024413A1 donde se determina el umbral anaeróbico a partir de múltiples medidas del pH por medio de registros espectrales múltiples, aplicando diversas ecuaciones matemáticas, y la tasa de consumo de oxígeno basándose en el espectro de los tejidos.

25 Sin embargo, esto métodos no se han impuesto en el entrenamiento diario dada la complejidad de la medida en casi todos ellos.

En estos últimos años se han ido desarrollando otros sistemas de determinación de la frecuencia cardiaca, o pulso cardiaco, mediante fotopleximografía (PPG) y oximetría de
30 pulso, o pulsioximetría, así como otros indicadores mediante espectroscopia óptica (NIRs).

Por ejemplo, el documento US2006234386A1 describe el uso de NIRS, donde utilizan longitudes de onda del infrarrojo entre 1550 y 1700 nm, e incluso longitudes más largas
35 para medir los niveles de lactato y en US2013096403A1, donde se describe un método

para determinar el umbral de entrenamiento, oxigenación de los tejidos musculares, umbral láctico y otros parámetros durante la realización de ejercicio físico.

5 A día de hoy, numerosas son las casas comerciales que han desarrollado oxímetros de pulso, siendo hoy en día de uso habitual en la práctica clínica diaria de todos los hospitales a nivel mundial.

Más concretamente, un oxímetro de pulso, o pulsoxímetro, es un aparato médico que mide de manera indirecta la saturación de oxígeno de la sangre del individuo detectando
10 señales fotoplestiomográficas, a través de unos emisores que emiten luz en al menos dos longitudes de onda distintas y un receptor al que le llega la luz modificada por su paso por los tejidos y que la han reflejado o transmitido. De este modo, mediante el análisis, por medio de algoritmos matemáticos, de las variaciones de la luz recibida por el receptor se obtienen diversas variables fisiológicas, como el pulso cardíaco (equivalente a la
15 frecuencia cardíaca), o la saturación de oxígeno del individuo.

Estos pulsoxímetros, normalmente, se colocan en un dedo del individuo y comprenden un par de pequeños diodos emisores de luz (LED) enfrentados a un fotodiodo y separados por una porción del cuerpo (el dedo) del individuo. Uno de los LED es de color
20 rojo, con longitud de onda de 660 nm, y el otro es infrarrojo, con longitudes de onda de 905, 910, o 940 nm. La absorción que se produce de la luz de estas longitudes de onda es distinta, ya que la componente oxigenada y desoxigenada de la hemoglobina presentes en la sangre la absorben de forma distinta, por lo que de la relación entre la absorción de la luz roja e infrarroja se puede calcular la diferencia de concentración entre
25 la oxihemoglobina y desoxihemoglobina y por ende los valores de saturación de oxígeno en sangre.

A su vez, como las señales de luz que llegan al fotodiodo están moduladas en intensidad por el pulso cardíaco, ya que la sangre llega a pulsos a todas partes del cuerpo humano,
30 se puede obtener el valor del pulso cardíaco en cada momento, equivalente a la frecuencia cardíaca medida por un electrocardiógrafo.

De este modo, los pulxiosímetros miden la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno, y su variación en cada momento. Estos aparatos pueden utilizarse en la
35 monitorización del estado físico del individuo mientras que éste desarrolla las pruebas de

esfuerzo para obtener información fundamental sobre el rendimiento físico del individuo, convirtiéndolos en un instrumento más en la medicina deportiva. Sin embargo, es conocida su baja fiabilidad sobre todo a partir de unas 150 pulsaciones por minuto ya que cuando el ejercicio se hace más intenso o el individuo se mueve, o gesticula
5 rápidamente, por ejemplo durante un esprint, las señales de estos sistemas se vuelven muy ruidosas.

DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION

- 10 En un primer aspecto de la presente invención, se describe un sensor no invasivo para determinar la saturación de oxígeno en sangre, y la frecuencia cardiaca de un individuo. Dicho sensor no invasivo comprende un cuerpo anatómico de forma circular, tal como una banda felexible, argolla o un anillo anatómico destinado a ser colocado alrededor de la base de un dedo del individuo, y que a su vez aloja:
- 15
- un emisor para emitir unas primeras señales de longitud de onda comprendida entre 630 y 940 nm, sobre el tejido circundante al volumen sanguíneo del dedo;
 - un receptor para recibir unas segundas señales correspondientes con una transmisión de las primeras señales a través del tejido y el volumen sanguíneo; y una primera unidad de comunicación configurada para recibir por cable las
20 segundas señales desde el receptor y transmitir las de forma inalámbrica.

Más concretamente, el emisor comprende un primer y un segundo generador de luz, en donde dicho primer y segundo generador de luz generan luces cuasi-monocromáticas, preferentemente mediante al menos un diodo LED, o monocromáticas preferentemente
25 mediante al menos un diodo laser, o mediante otros generadores de luz cuasi-monocromática o monocromática, o una combinación de las anteriores.

El primer generador de luz puede emitir una señal A de longitud de onda por debajo de 800 nm, preferentemente entre 630 y 780 nm; y el segundo generador de luz emite una
30 señal B por encima de 800 nm, preferentemente entre 850 y 940 nm.

Preferentemente, el emisor comprende un primer y un segundo generador de luz que emiten alternativamente (cuando está encendida A está apagada B y viceversa),

- 35
- de forma continua una señal A cuya longitud de onda es 630 o 660 nm, y una

señal B cuya longitud de onda es de 850, 880, 905, 910 o 940 nm, o

- de forma cuasi-monocromática o monocromática una señal A cuya longitud de onda es 630o 660 nm y una señal B cuya longitud de onda es de 850, 880, 905, 910 o 940 nm.

5

Estas longitudes de onda concretas permiten que el sensor no invasivo pueda ser utilizado fiablemente por individuos de cualquier raza y/o tipo de piel.

10 Mientras, el receptor comprende al menos un fotodetector sensible a señales de longitudes de onda del espectro óptico entre 600 y 1000 nm, en donde preferentemente el fotodetector es sensible a señales de longitud de onda entre 630 y 940 nm.

El sensor puede incluir un oxímetro de pulso que detecta las segundas señales.

15 En un segundo aspecto de la invención tenemos un dispositivo electrónico remoto, portable por un individuo que lleva en su dedo el sensor no invasivo para determinar el intervalo de frecuencia cardiaca de entrenamiento del individuo en el que el dispositivo electrónico remoto comprende:

- una segunda unidad de comunicación para recibir las segundas señales desde la primera unidad de comunicación de forma inalámbrica del sensor no invasivo,
- una unidad de procesado, para determinar:
 - a partir de las segundas señales, la frecuencia cardiaca, la saturación de oxígeno del volumen sanguíneo arterial, y la concentración máxima de lactato en el caso de la realización de un ejercicio físico progresivo e intenso; y
 - el intervalo de frecuencia cardiaca de entrenamiento que define una zona de trabajo para el individuo durante la realización del ejercicio físico, en donde dicho intervalo de frecuencias se obtiene a partir del valor de las desaturaciones de oxígeno del volumen sanguíneo arterial del individuo durante la realización del ejercicio físico, y
- una primera interfaz para representar visualmente o auditivamente al menos, la saturación de oxígeno o la concentración máxima de lactato si se ha realizado un ejercicio progresivo e intenso.

•

35

Se puede antes de empezar el ejercicio tomar un valor basal del individuo, también llamado en reposo, de la saturación de oxígeno en sangre así como otros parámetros

Preferentemente, dicho dispositivo electrónico remoto es un reloj inteligente y/o un
5 teléfono portátil.

En un tercer aspecto de la presente invención, se describe un sistema no invasivo que incluye el sensor no invasivo y el dispositivo electrónico remoto para, a partir de la saturación de oxígeno en sangre y la frecuencia cardíaca de un individuo, determinar
10 zonas de entrenamiento para un individuo (que pueden ser el intervalo de frecuencia cardíaca de entrenamiento específico para la realización del ejercicio físico). Habitualmente, ésta zona de trabajo es acorde a un intervalo de frecuencias cardíacas de entrenamiento vinculadas con el intervalo entre los valores de un primer umbral ventilatorio y/o un segundo umbral ventilatorio que representan el metabolismo
15 energético del individuo. Cabe destacar que en la presente invención el intervalo de frecuencia cardíaca de entrenamiento específico para una determinada zona de entrenamiento y la concentración de lactato en sangre se obtienen indirectamente por los valores relativos de la saturación de oxígeno.

20 El sistema permite establecer diferentes zonas de entrenamiento físico y correlacionarlas con los umbrales ventilatorios a través de la medida instantánea de la saturación de oxígeno en sangre, basándose especialmente en las desaturaciones de oxígeno (o cambios en la velocidad de la desaturación de oxígeno) durante la realización del ejercicio físico.

25 La zona de trabajo determinada es específica de cada deportista o individuo que realiza ejercicio, según la desaturación de oxígeno y frecuencias cardíacas correlacionadas de cada persona y en cada ejercicio concreto.

30 Adicionalmente, la primera y/o la segunda unidad de comunicación pueden transmitir inalámbricamente una cuarta señal hasta y/o desde una tercera unidad de comunicación comprendida en la nube. Esta tercera unidad de comunicaciones está vinculada con una segunda unidad de almacenamiento comprendida también en la nube para almacenar la cuarta señal que comprende la segunda y/o la tercera señal. En dicha nube se
35 almacenan al menos los datos históricos de la segunda y/o la tercera señal para que el

individuo pueda consultarlos de forma privada desde cualquier dispositivo con conexión a internet.

En un cuarto aspecto de la presente invención, se describe un método no invasivo para, a partir de la saturación de oxígeno en sangre y de la frecuencia cardiaca de un individuo, determinar un intervalo de frecuencia cardiaca susceptible de corresponder con una zona de entrenamiento para el individuo durante la realización del ejercicio físico mediante el sistema descrito anteriormente. Más concretamente, el método comprende las siguientes etapas:

- 10 • colocar el sensor no invasivo en el dedo del individuo,
- emitir, mediante el emisor, unas primeras señales de longitud de onda comprendida entre 630 y 940 nm, sobre el área de contacto con el dedo,
- recibir, mediante el receptor, unas segundas señales correspondientes con una transmisión de las primeras señales a través del tejido y el volumen sanguíneo
- 15 del área del dedo iluminada,
- transmitir, mediante cableado, estas segundas señales a la primera unidad de comunicación,
- transmitir, mediante la primera unidad de comunicación, estas segundas señales de forma inalámbrica,
- 20 • recibir, mediante la segunda unidad de comunicación, estas segundas señales de forma inalámbrica,
- transmitir, mediante cableado, estas segundas señales a la unidad de procesamiento de datos,
- determinar, a partir de dichas segundas señales y mediante dicha unidad de
- 25 procesamiento de datos, la saturación de oxígeno de un volumen de sangre arterial, la frecuencia cardiaca y el incremento de la concentración de lactato en sangre del individuo al terminar el ejercicio;
- determinar, mediante dicha unidad de procesamiento de datos y durante la realización del ejercicio físico, las zona de entrenamiento específicas o intervalo de
- 30 frecuencias cardiacas que las limitan; y
- representar visualmente o auditivamente, mediante la primera interfaz, el intervalo de frecuencia cardíaca de entrenamiento correspondiente con una zona de trabajo para el individuo, intervalo metabólico en el que se desarrolla el ejercicio físico o el nivel de lactato máximo del ejercicio.

La determinación de las zonas de entrenamiento se realiza a partir de las variaciones de la saturación de oxígeno detectadas.

5 Cabe destacar que cuando el individuo está en reposo, dicha unidad de control calcula un parámetro correspondiente al nivel de saturación de oxígeno basal en sangre arterial que se corresponde con una referencia base de la concentración de lactato en el volumen sanguíneo.

10 Adicionalmente, al establecer el intervalo de valores de frecuencia cardíaca especificado por la unidad de procesamiento de datos, se pueden diferenciar tres zonas de entrenamiento para el trabajo físico. Estas zonas de entrenamiento comprenden una primera zona aeróbica de trabajo, una segunda zona aeróbica-anaeróbica de trabajo medio y una tercera zona anaeróbica de trabajo máximo partir de esa. El paso de entre la primera y la segunda zona de entrenamiento se detecta por un primer descenso del nivel de saturación de oxígeno en sangre o desaturación. El paso de entre la segunda y la tercera zona de entrenamiento se vuelve a detectar por un segundo descenso del nivel de saturación o desaturación. Ambas desaturaciones se encuentran relacionadas respectivamente con el primer y segundo umbral ventilatorio, y a su vez, con un primer y un segundo incremento en la concentración de lactato en el volumen sanguíneo.

20

Preferentemente, la determinación de la frecuencia cardíaca se realiza mediante un método descrito en la patente española ES2276594. Donde dicho método procesa señales fotopletimográficas para determinar la frecuencia cardíaca del individuo.

25 Preferentemente, la determinación de la saturación de oxígeno en sangre, se realiza en la unidad de control mediante oximetría de pulso de las segundas señales.

Cuando, la unidad de procesamiento conoce la saturación de oxígeno en sangre y el valor del pulso cardíaco o frecuencia cardíaca del individuo, puede determinar el primer y el segundo umbral ventilatorio según las variaciones de saturación de oxígeno en el volumen sanguíneo arterial y las relaciona con la producción de lactato las zonas de trabajo aeróbicas y/o anaeróbicas, que tienen lugar en un individuo durante la realización de ejercicio físico progresivo e intenso.

35 La unidad de procesamiento puede determinar los valores de la saturación de oxígeno en

sangre calculados en cada instante, y compararlos con el valor basal, para calcular las variaciones de los mismos en el tiempo y determinar las desaturaciones que van apareciendo. A su vez, obtiene los valores de la frecuencia cardíaca del individuo en esos mismos instantes, pudiéndose determinar qué valores de pulso cardíaco tenemos en los instantes en los que se registran las desaturaciones. Este proceso es equivalente a fijar el primer y el segundo umbral ventilatorio o los umbrales lácticos que determinan los diferentes estados metabólicos o zonas de entrenamiento, que tienen lugar en un individuo durante la realización de ejercicio físico progresivo e intenso.

10 Preferentemente, la unidad de procesamiento establece las zonas de entrenamiento que comprenden una primera zona de entrenamiento aeróbica para adaptar al individuo al ejercicio, que comprende valores basales de saturación de oxígeno, una segunda zona de entrenamiento de transición aeróbica-anaeróbica que comprende desaturaciones entre el 1 y el 3% y una tercera zona de entrenamiento máxima anaeróbica que
15 comprende desaturaciones mayores del 3%, y que empíricamente se han identificado con los saltos significativos en las concentraciones de lactato en sangre.

Es decir, cuando la saturación de oxígeno en el volumen sanguíneo disminuye entre un 1% y un 3%, la unidad de control detecta que el individuo se encuentra muy próximo al primer umbral ventilatorio, y cuando la saturación de oxígeno en el volumen sanguíneo disminuye más de un 3%, la unidad de control detecta que el individuo se encuentra muy próximo al segundo umbral ventilatorio y es susceptible de avisar al individuo a través de la primera o la segunda interfaz. Finalmente, la unidad de control calcula el incremento de la concentración de lactato a partir del cálculo de la velocidad de desaturación, o de
20 disminución de la saturación de oxígeno en el volumen sanguíneo del individuo.

De este modo el individuo puede establecer un plan de entrenamiento que está siendo monitorizado en base a los valores del pulso cardíaco, o frecuencia cardíaca, correlacionados en cada momento con las variaciones de la saturación de oxígeno en su sangre, obteniendo un sistema y un método de gran precisión en la medición de la
30 frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno en sangre arterial que puede calcular personalmente para cada individuo de una forma más precisa su intervalo de frecuencia cardíaca de entrenamiento.

DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Para complementar la descripción que se está realizando y con objeto de ayudar a una mejor comprensión de las características de la invención, de acuerdo con un ejemplo
5 preferente de realización práctica de la misma, se acompaña como parte integrante de dicha descripción, un juego de dibujos en donde con carácter ilustrativo y no limitativo, se ha representado lo siguiente:

Figura 1.- Muestra la identificación de las diferentes partes del sistema.

10

Figura 2a.- Muestra una vista del corte transversal del sensor no invasivo (anillo), al dividirlo en dos mitades a lo ancho del anillo.

Figura 2b.- Muestra una vista del corte longitudinal del sensor no invasivo (anillo), al
15 dividirlo en dos mitades semejantes.

Figura 3.- Muestra una gráfica de la forma típica de la variación de la saturación de oxígeno (SpO₂), el pulso cardiaco (PC) y la concentración de lactato en sangre.

Figura 4.- Muestra una gráfica de la correlación entre la concentración de lactato y la
20 saturación de oxígeno obtenida con un pulsoxímetro (SpO₂).

Figura 5.- Muestra una gráfica del incremento del lactato en función la pendiente de la bajada de saturación de oxígeno.

25

REALIZACIÓN PREFERENTE DE LA INVENCION

En una realización preferente de la invención tal y como se muestra en la figuras 1, 2a, y 2b, el sistema no invasivo, que comprende un sensor (1) no invasivo y un dispositivo
30 electrónico remoto (7), determina el pulso cardiaco o frecuencia cardiaca y la saturación de oxígeno en sangre de un individuo para establecer tres zonas de entrenamiento definidas por dos valores específicos de pulso cardiaco o frecuencia cardiaca o/y saturación de oxígeno en sangre para dicho individuo durante la realización del ejercicio físico.

35

Este sistema establece zonas de entrenamiento específicas a partir de la identificación de las desaturaciones de oxígeno, que han sido medidas en un volumen sanguíneo arterial que fluye por una arteria digital palmar propia (6) de un dedo (5) del individuo.

- 5 Más concretamente, el sensor (1) no invasivo determina la saturación de oxígeno en un volumen sanguíneo arterial, y la frecuencia cardiaca del individuo. Este sensor (1) no invasivo comprende un anillo anatómico destinado a ser colocado adyacente al tejido circundante al volumen sanguíneo del dedo (5) de un individuo, y que a su vez aloja, un emisor para emitir unas primeras señales, un receptor para recibir unas segundas
10 señales, una primera unidad de comunicación (4) configurada para recibir por cable las segundas señales desde el receptor y transmitir las de forma inalámbrica y una batería para alimentarlos eléctricamente.

- Más concretamente, el emisor comprende un primer y un segundo diodo LED (2, 2'), en
15 donde el primer diodo LED (2) emite una señal de longitud de onda de 630 o 660 nm, y el segundo diodo LED (2') emite una señal de 850, 880, 905, 910 o 940 nm sobre el tejido circundante al volumen sanguíneo del dedo (5).

- El receptor comprende un fotodetector (3) sensible a señales de longitud de onda entre
20 600 y 1000 nm, para recibir las señales correspondientes con una transmisión de las primeras señales a través del tejido y el volumen sanguíneo.

- Preferentemente, el emisor y el receptor se encuentran enfrentados o casi enfrentados entre sí, de modo que la señal emitida por el emisor se propaga fundamentalmente por
25 transmisión por el dedo (5) interactuando con el tejido y al menos una arteria digital palmar propia (6) de dicho dedo (5).

- El dispositivo electrónico remoto (7) comprende una segunda unidad de comunicación (9) para recibir las segundas señales desde la primera unidad de comunicación (4) de forma
30 inalámbrica, una unidad de procesamiento (10), para determinar, a partir de las segundas señales, la saturación de oxígeno (SpO_2), frecuencia cardíaca (PC), y el incremento de la concentración de lactato del individuo al finalizar el ejercicio físico siempre y cuando éste último se haya realizado aumentando su intensidad de manera progresiva en el tiempo. La unidad de procesamiento (10) podrá determinar los valores PC1 Y PC2 siempre y cuando
35 los valores de saturación correspondientes sean $SpO_2b-1\%$ y $SpO_2b-3\%$

respectivamente, y siendo SpO_2b el valor basal (en reposo) de la saturación de oxígeno antes de empezar a hacer el ejercicio físico. PC1 y PC2 serán los valores de frecuencia cardiaca que definen la zona de trabajo para el individuo. Una primera interfaz (8) que represente visualmente o auditivamente al menos el valor de la saturación de oxígeno, el pulso cardiaco (o frecuencia cardiaca) y, si es el caso, los valores del pulso cardiaco correspondientes a PC1 y PC2 que determinan la zona de trabajo, y el incremento de la concentración de lactato del individuo cuando se finaliza el ejercicio físico.

Adicionalmente, este dispositivo electrónico remoto (7) comprende una unidad de posicionamiento global, no representada, para determinar su localización en el mundo, y una unidad de almacenamiento, no representada, vinculada con la unidad de procesado (10) y con la unidad de posicionamiento global, para almacenar al menos la saturación de oxígeno, las zonas de entrenamiento, el incremento de lactato en sangre del individuo o localización en el mundo del dispositivo electrónico remoto (7).

Preferentemente, la segunda unidad de comunicación (9) transmite inalámbricamente a la primera unidad de comunicación (4) una tercera señal que comprende: la saturación de oxígeno, frecuencia cardiaca actual, el incremento de la concentración de lactato del individuo y/o la frecuencia/s cardiaca/s adecuada/s para realizar el ejercicio físico en la zona de trabajo, y el sensor (1) no invasivo comprende una segunda interface susceptible de representar visualmente, o auditivamente, al menos tercera señal.

Más concretamente, esta segunda interface comprende en su cara externa, para facilitar su visualización por el individuo, testigos de colores, en donde si uno de estos testigos emite una luz verde indica que el individuo se encuentra en reposo o en fase de calentamiento o pre esfuerzo, o que se están midiendo valores basales de oxígeno saturado. Si uno de estos testigos emite una luz amarilla significa que el individuo está realizando ejercicio sin sobrepasar el segundo umbral ventilatorio (sin llegar al valor PC2), y si uno de estos testigos emite una luz roja indica que ha sobrepasado el segundo umbral ventilatorio (valores de frecuencia cardiaca mayores que PC2).

En esta realización preferente la correlación entre la saturación de oxígeno en la arteria digital del dedo (5) del usuario y su concentración de lactato en sangre se ha obtenido a partir del siguiente estudio realizado en laboratorio con más de 21 individuos de diferentes edades, condiciones físicas, sexo y raza.

En el protocolo de estudio se incluyeron los siguientes aspectos:

- a) Una anamnesis mediante entrevista.
- b) Una exploración física: cardiovascular, pulmonar. Toma de tensión arterial y medición de peso y talla del individuo.
- 5 c) Preparación del individuo, previa al estudio.
- d) Prueba de esfuerzo directa máxima incremental en bicicleta ergométrica de freno electromagnético o cicloergómetro, con monitorización electrocardiográfica continua, conjuntamente con determinación de gases espirados respiración a respiración, junto con la realización de pulsoximetría en registro continuo, así
- 10 como diversas tomas de temperatura, tensión arterial y toma de lactato de forma invasiva cada 1,5 minutos.

Prueba de esfuerzo

- 15 Una vez preparado el individuo, y antes del inicio de la prueba de esfuerzo en cicloergómetro, se procedió a la toma basal de datos en reposo durante un minuto, para continuar con un calentamiento de 3 minutos de duración en el cicloergómetro con una carga de 25 W y una cadencia de pedaleo de 60 revoluciones por minuto (rpm), después de los cuales comienza la fase de esfuerzo a 50 W, incrementando 25 W cada minuto,
- 20 durante la cual el individuo debe mantener una cadencia de pedaleo entre 60 y 70 rpm, hasta que se dé una de las siguientes situaciones: que el individuo alcance la extenuación, que él mismo desee detener la prueba, cuando se alcancen criterios de maximalidad o se aprecie algún dato que sea criterio de interrupción de la prueba. La recuperación se inicia desde el primer minuto, continuando el individuo pedaleando a 60
- 25 rpm y con una carga igual a la mitad de la máxima alcanzada en la fase de esfuerzo durante el primer minuto de recuperación, de 50 W en los dos minutos posteriores y de 25W a partir del minuto 4.

- En el momento del inicio de la prueba en cicloergómetro, se comienza a cronometrar el
- 30 tiempo, a la vez que el pulsioxímetro y ergoespirómetro (conjunto de monitorización continua de ECG, y analizador de gases en tiempo real) inician su medición.

Las medidas de tensión arterial y temperatura se realizaron cada dos minutos a lo largo de la fase de esfuerzo de la prueba.

35

Para todos y cada uno de los individuos se siguió el mismo protocolo de esfuerzo. La

única diferencia entre la prueba realizada por cada individuo, fue el nivel de esfuerzo alcanzado (estado) por cada uno de ellos, que varió en función de la capacidad física propia de cada uno.

5 Toma de lactato

Durante la prueba de esfuerzo máximo en cicloergómetro, para determinación de lactato se procedió a la extracción de una micro-muestra de sangre del pulpejo de uno de los dedos de la mano del individuo, preferiblemente la izquierda. Las tomas se realizaron
10 antes del inicio de la prueba (en el periodo de reposo) y posteriormente, durante la fase de esfuerzo, cada 1,5 minutos, al alcanzarse el máximo esfuerzo y durante la fase de recuperación cada 1,5 minutos, hasta el minuto 8 de la misma.

Se utilizaron dos aparatos idénticos para el análisis de lactato en sangre, intercalado en
15 tiempo, a fin de poder analizar las muestras cada minuto y medio.

De estas 21 pruebas, las primeras 10 se dedicaron a optimizar el sistema de medida y el procedimiento de prueba; estas pruebas fueron aproximaciones sucesivas a las condiciones óptimas de test, y no se tuvieron en cuenta en el análisis que presentamos a
20 continuación para no aumentar de forma no controlable los parámetros en juego, aunque si se pueden usar como grupo de control para los resultados obtenidos.

Análisis de las medidas y correlaciones

25 Es evidente que hay muchas variaciones entre individuo e individuo en el momento de efectuar la prueba, desde condiciones genéticas del individuo, nivel de forma física, estado anímico hasta condiciones ambientales variables por temperatura, humedad, etc. Sin embargo, la gran mayoría de las pruebas tienen unas características que reproducen una forma secuencial típica en todos los parámetros que se han medido. Esto nos
30 permite evaluar de manera general todas las pruebas, fijándonos en los puntos críticos repetitivos en la mayoría de los casos para poder correlacionar los distintos parámetros medidos según los cambios observados en los mismos.

La forma típica de la variación de la saturación de oxígeno (SpO_2), el pulso cardíaco (o
35 frecuencia cardíaca) y la concentración de lactato en sangre como respuesta fisiológica al esfuerzo se puede ver en la figura 3 que representa un caso típico (Medida P19).

Hemos representado con una recta continua los valores de la saturación de oxígeno y con círculos abiertos los valores medidos del lactato cada minuto durante la prueba de esfuerzo. Los valores de la frecuencia cardiaca están representados por círculos negros. Estas curvas muestran los cambios de comportamiento de estos parámetros. Basándose simplemente en una apreciación visual se pueden ver cambios de pendiente significativos tanto en el lactato como en la saturación. Se observa que estos cambios coinciden en el tiempo en ambas curvas (se señala la correlación entre ambas curvas con una primera y una segunda línea fina discontinua y vertical que atraviesa tanto los valores de la saturación de oxígeno como los valores de lactato). De este modo se diferencian claramente tres zonas de entrenamiento: la primera zona de entrenamiento, la segunda zona de entrenamiento y la tercera zona de entrenamiento, indicadas respectivamente en la figura 3 como I, II y III, que significan cambios metabólicos en el individuo.

A su vez en esta figura 3, está señalado el primer umbral ventilatorio mediante una primera línea corta vertical sobre la referencia VT1, y el segundo umbral ventilatorio mediante una segunda línea corta vertical sobre la referencia VT2.

En la zona definida como primera zona de entrenamiento (I), la medida de saturación a pesar de que su variabilidad es grande, no se observa variabilidad neta, es decir, en términos medios la saturación de oxígeno ni sube ni baja, y se mantiene a un nivel que depende de cada individuo y que se corresponde con un nivel basal. A su vez, en esta primera zona de entrenamiento, se observa que el nivel de lactato se mantiene también alrededor de un nivel basal.

Por tanto, podemos pensar que en este intervalo de tiempo el oxígeno consumido es el proporcionado por la respiración. No hay producción relevante de lactato, y no se acumula en la sangre.

En la segunda zona de entrenamiento (II), la saturación de oxígeno empieza a bajar de forma bastante clara y en clara correlación con una ligera producción de lactato y con el primer umbral ventilatorio (VT1). En todos los casos se ha observado que en esta segunda zona de entrenamiento el nivel de lactato no supera los 4-5 mmol/l, valores similares a los descritos en publicaciones de estudios fisiológicos.

Esta correlación, débil bajada de la saturación de oxígeno y subida leve lactato podría deberse a que en esta segunda zona de entrenamiento el oxígeno respirado para el esfuerzo requerido ya no es suficiente, y se activa en pequeño porcentaje la vía metabólica anaeróbica láctica, que produce lactato.

5

La tercera zona de entrenamiento (III) empieza con un cambio importante en la pendiente de la saturación de oxígeno, coincidiendo cualitativamente con la aparición del segundo umbral ventilatorio (VT2) y a su vez con la subida repentina de la concentración de lactato. Por tanto, tenemos aquí nuevamente una correlación entre los parámetros.

10

Es en esta tercera zona de entrenamiento cuando el consumo de oxígeno exigido para seguir incrementando el esfuerzo físico es tal, que la producción de lactato se dispara, produciéndose concentraciones en sangre por encima de los 4-5 ml/l. Y el consumo de oxígeno es tan elevado, que la saturación a nivel periférico se resiente, manifestándose en una profunda desaturación y cambio en la pendiente de la bajada de la saturación de oxígeno.

15

En resumen, se demuestra una correlación entre los cambios de pendiente de la curva de bajada de saturación de oxígeno (cambios en velocidad de saturación o desaturación), la aparición de los umbrales ventilatorio y la creciente subida en la producción de lactato.

20

También se demuestra la correlación entre la concentración de lactato y la SpO₂, como se puede en la fig.4. En esta fig. 4 se representan los valores de lactato y de saturación de oxígeno para todos los individuos, tomados tres tiempos específicos: uno antes del primer punto de inflexión del diagrama de la saturación de oxígeno (saturación basal), otro alrededor del segundo umbral ventilatorio (segundo punto de inflexión), y un último punto alrededor del máximo de la prueba de esfuerzo, que no siempre coincide con el valor máximo de la concentración de lactato.

25

30

Los puntos se dispersan alrededor de la curva de regresión (expresión de la misma en la cabecera de la gráfica) para valores altos de lactato (muy dependientes de cada individuo). Parecería que es posible predecir no el valor de lactato de forma absoluta (nótese que la incertidumbre de la nube de puntos es relativamente grande), sino si el lactato está en una u otras de las tres zonas bien determinadas:

35

- Valor basal de saturación: lactato alrededor de 1 mmol/l,
- Valores de saturación entre 1% y 3%: lactato hasta 4.5 ± 1.5 mmol/l
- Valores de saturación > 3%: valores muy altos de lactato y poco predecibles (son muy dependientes de cada individuo).

5

Correlación entre la velocidad de variación de la saturación de oxígeno y el valor máximo de lactato detectado en sangre.

10

Partimos del supuesto de que cuanto más rápidamente se gasta el oxígeno en la sangre más lactato se producirá en la tercera zona de entrenamiento (fase anaeróbica), ya demostrado en diversos trabajos previos. Se ha demostrado que el lactato en la sangre aumenta significativamente por encima del segundo umbral ventilatorio (VT2) y que lactato puede verse afectado por el estado físico, el entrenamiento y el contenido de oxígeno en sangre.

15

El incremento de la concentración del lactato medido en cada prueba de esfuerzo máximo en función de la pendiente de la bajada de saturación de oxígeno se representa, en la figura 5. Se detallan en la misma, los valores obtenidos de la regresión lineal realizada con los valores experimentales de los diferentes deportistas.

20

REIVINDICACIONES

- 1.- Sensor (1) no invasivo para determinar la saturación de oxígeno en sangre y la frecuencia cardiaca de un individuo, caracterizado por que dicho sensor (1) no invasivo
5 comprende un cuerpo anatómico de forma circular, tal como una banda flexible, argolla o anillo anatómico, destinado a ser colocado adyacente al tejido circundante a un volumen sanguíneo arterial, representativo de la saturación de oxígeno de la sangre arterial, de un dedo (5) del individuo, y que a su vez aloja:
- 10 • un emisor para emitir unas primeras señales de longitud de onda comprendida entre 630 y 940 nm, sobre el tejido circundante al volumen sanguíneo del dedo (5);
 - un receptor para recibir unas segundas señales de longitud de onda comprendida entre 600 y 1000 nm correspondientes con una transmisión de las primeras señales a través de al menos el tejido y del volumen sanguíneo arterial; y
 - 15 • una primera unidad de comunicación (4) configurada para recibir por cable las segundas señales desde el receptor y transmitir las de forma inalámbrica.
- 2.- Sensor (1) no invasivo, según la reivindicación 1, caracterizado por que el emisor comprende un primer y un segundo generador de señales, en donde dicho primer y
20 segundo generador de señales generan luces cuasi-monocromáticas o monocromáticas, y se seleccionan entre: diodos LED (2, 2'), diodos láser, otros generadores de luz cuasi-monocromática o monocromática, o una combinación de los anteriores.
- 3.- Sensor (1) no invasivo, según la reivindicación 2, caracterizado por que el primer y un
25 segundo generador de señales son diodos LED (2, 2'), en donde el primer diodo LED (2) emite una señal de longitud de onda entre 630 y 780 nm; y el segundo diodo LED (2') emite una señal entre 850 y 940 nm.
- 4.- Sensor (1) no invasivo, según la reivindicación 1, caracterizado por que el emisor
30 comprende un primer y un segundo generador de señales que emiten alternativamente:
- una señal A cuya longitud de onda es 630 o 660 nm, y una señal B cuya longitud de onda es de 850, 880, 905, 910 o 940 nm, o
 - de forma cuasi-monocromática o monocromática una señal A cuya longitud de onda es 630 o 660 nm y una señal B cuya longitud de onda es de 850, 880, 905,
35 910 o 940 nm.

5.- Sensor (1) no invasivo, según la reivindicación 1, caracterizado por que el emisor y el receptor se encuentran enfrentados entre sí, de modo que la señal emitida por el emisor se propaga fundamentalmente por transmisión por el dedo (5) atravesando al menos el tejido y una arteria digital palmar propia (6) que contiene el volumen sanguíneo arterial.

5

6.- Dispositivo electrónico remoto (7), portable por un individuo que lleva en su dedo (5) el sensor (1) no invasivo descrito en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, para determinar el intervalo de frecuencia cardiaca de entrenamiento del individuo caracterizado por que el dispositivo electrónico remoto (7) comprende:

- 10
- una segunda unidad de comunicación (9) para recibir las segundas señales desde la primera unidad de comunicación (4) de forma inalámbrica del sensor no invasivo descrito en cualesquiera de las reivindicaciones 1 a 5,
 - una unidad de procesado (10), para determinar:
 - 15
 - a partir de las segundas señales, la frecuencia cardiaca, la saturación de oxígeno del volumen sanguíneo arterial, y la concentración máxima de lactato en el caso de la realización de un ejercicio físico progresivo e intenso; y
 - el intervalo de frecuencia cardiaca de entrenamiento que define una zona de trabajo para el individuo durante la realización del ejercicio físico, en donde dicho intervalo de frecuencias se obtiene a partir del valor de las desaturaciones de oxígeno del volumen sanguíneo arterial del individuo durante la realización del ejercicio físico, y
 - 20
 - una primera interfaz (8) para representar visualmente o auditivamente al menos, la saturación de oxígeno o la concentración máxima de lactato si se ha realizado un ejercicio progresivo e intenso.
 - 25

30

7.- Dispositivo electrónico remoto (7), según la reivindicación 6, caracterizado por que adicionalmente el dispositivo electrónico remoto (7) comprende una unidad de posicionamiento global para determinar su localización en el mundo.

35

8.- Dispositivo electrónico remoto (7), según la reivindicación 6 o 7, caracterizado por que adicionalmente el dispositivo electrónico remoto (7) comprende una primera unidad de almacenamiento para almacenar al menos la saturación de oxígeno durante todo el tiempo en el que se realiza el ejercicio físico, la concentración máxima de lactato si se ha realizado un ejercicio progresivo e intenso, zona de trabajo, la frecuencia cardiaca del

individuo o localización en el mundo del dispositivo electrónico remoto (7).

9.- Sistema no invasivo para determinar a partir de la saturación de oxígeno en sangre y la frecuencia cardiaca al menos una zona de entrenamiento para el individuo durante la
5 realización del ejercicio físico a partir de las medidas de las desaturaciones caracterizado por que el sistema comprende:

- el sensor (1) no invasivo descrito en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5;
y
- el dispositivo electrónico remoto (7) descrito en una cualquiera de las
10 reivindicaciones 6 a 8.

10.- Sistema no invasivo, según la reivindicación 9, caracterizado por que la segunda unidad de comunicación (9) transmite inalámbricamente a la primera unidad de comunicación (4) una tercera señal que comprende: la saturación de oxígeno, la
15 frecuencia cardiaca instantánea, la concentración de lactato del individuo y/o la frecuencia cardiaca de entrenamiento.

11.- Sistema no invasivo, según la reivindicación 10, caracterizado por que el sensor (1) no invasivo comprende una segunda interface susceptible de representar visualmente, o
20 auditivamente, al menos tercera señal.

12.- Sistema no invasivo, según la reivindicación 10, caracterizado por que:

- la primera y/o la segunda unidad de comunicación (9) transmite y/o recibe inalámbricamente una cuarta señal hasta y/o desde una tercera unidad de comunicación comprendida en la nube,
25
- la tercera unidad de comunicaciones está vinculada con una segunda unidad de almacenamiento comprendida en la nube para almacenar la cuarta señal, y
- dicha cuarta señal comprende la segunda y/o la tercera señal.

30 13.- Un método no invasivo para determinar la zona de trabajo para un individuo mediante el sistema no invasivo descrito en una cualquiera de las reivindicaciones de 9 a 11, caracterizado por que comprende:

- colocar el sensor (1) no invasivo en el dedo (5) del individuo,
- emitir, mediante el emisor, unas primeras señales de longitud de onda
35 comprendida entre 630 y 940 nm, sobre el tejido circundante al volumen

- sanguíneo del dedo (5),
- recibir, mediante el receptor, unas segundas señales correspondientes con una transmisión de las primeras señales a través de al menos el tejido y el volumen sanguíneo,
 - 5 • transmitir, mediante cableado, estas segundas señales a la primera unidad de comunicación (4),
 - transmitir, mediante la primera unidad de comunicación (4), estas segundas señales de forma inalámbrica,
 - recibir, mediante la segunda unidad de comunicación (9), estas segundas señales de forma inalámbrica,
 - 10 • transmitir, mediante cableado, estas segundas señales a la unidad de procesado (10) de datos,
 - determinar, a partir de dichas segundas señales y mediante dicha unidad de procesado (10) de datos, la saturación de oxígeno de un volumen de sangre arterial, la frecuencia cardíaca y la concentración máxima de lactato en sangre del individuo al terminar el ejercicio,
 - 15 • determinar, mediante dicha unidad de procesado (10) de datos, un intervalo de frecuencias cardíaca de entrenamiento para los objetivos de entrenamiento el individuo durante la realización del ejercicio físico de modo que se establece al menos un intervalo de frecuencias, y
 - 20 • representar visualmente o auditivamente, mediante la primera interfaz (8), el intervalo de frecuencia cardíaca de entrenamiento correspondiente con una zona de trabajo para el individuo, intervalo metabólico en el que se desarrolla el ejercicio físico o el nivel de lactato máximo del individuo.
- 25
- 14.- Método no invasivo, según la reivindicación 13, caracterizado por que cuando el individuo se coloca el sensor (1) no invasivo en el dedo (5) y está en reposo, antes de comenzar el ejercicio físico, dicha unidad de procesado calcula el nivel de saturación de oxígeno basal para obtener una referencia base.
- 30
- 15.- Método no invasivo, según la reivindicación 13 o 14, caracterizado porque la zona de trabajo, determinada por la unidad de procesado (10) de datos, establece tres zonas de trabajo específicas para desarrollar diferentes habilidades físicas del individuo.
- 35
- 16.- Método no invasivo, según la reivindicación 13, caracterizado porque las zonas de

trabajo comprenden una primera zona de trabajo aeróbica de adaptación al ejercicio, caracterizada por valores basales de saturación de oxígeno, una segunda zona de trabajo de transición aeróbica-anaeróbica caracterizada por desaturaciones entre el 1 y el 3% y una tercera zona de trabajo máxima anaeróbica caracterizada por desaturaciones
5 mayores del 3%.

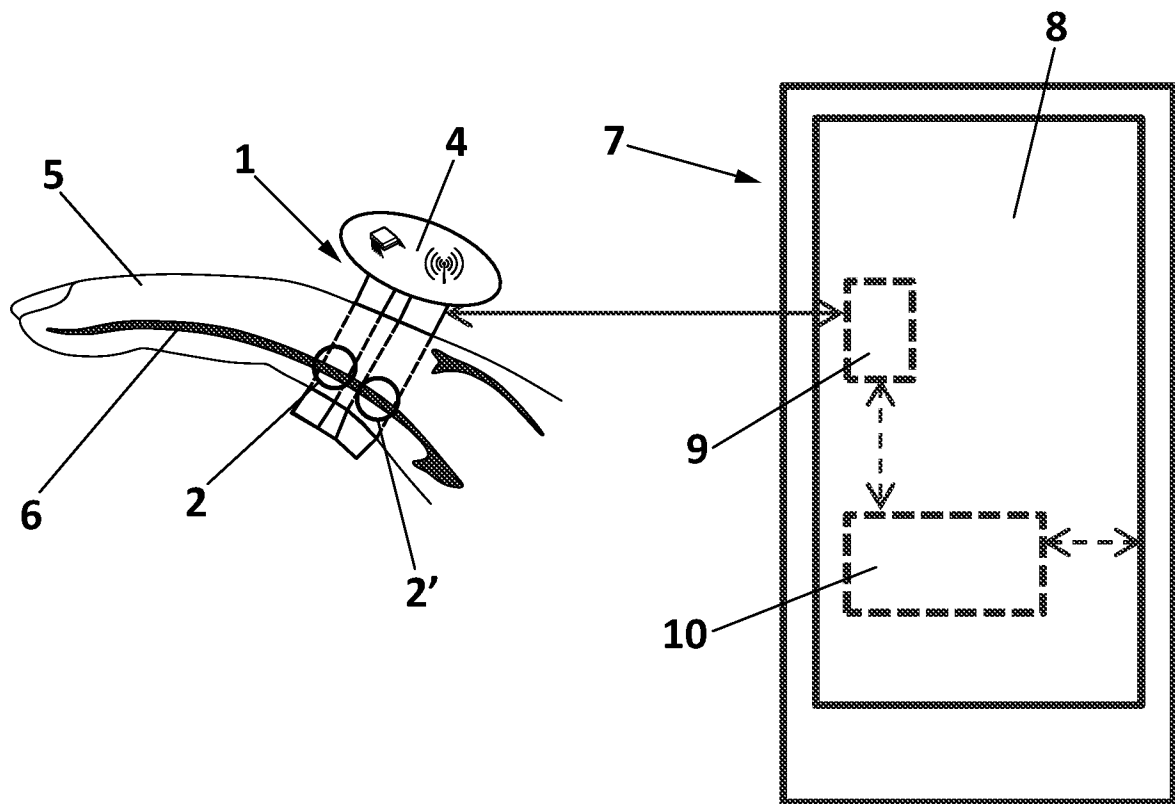


FIG. 1

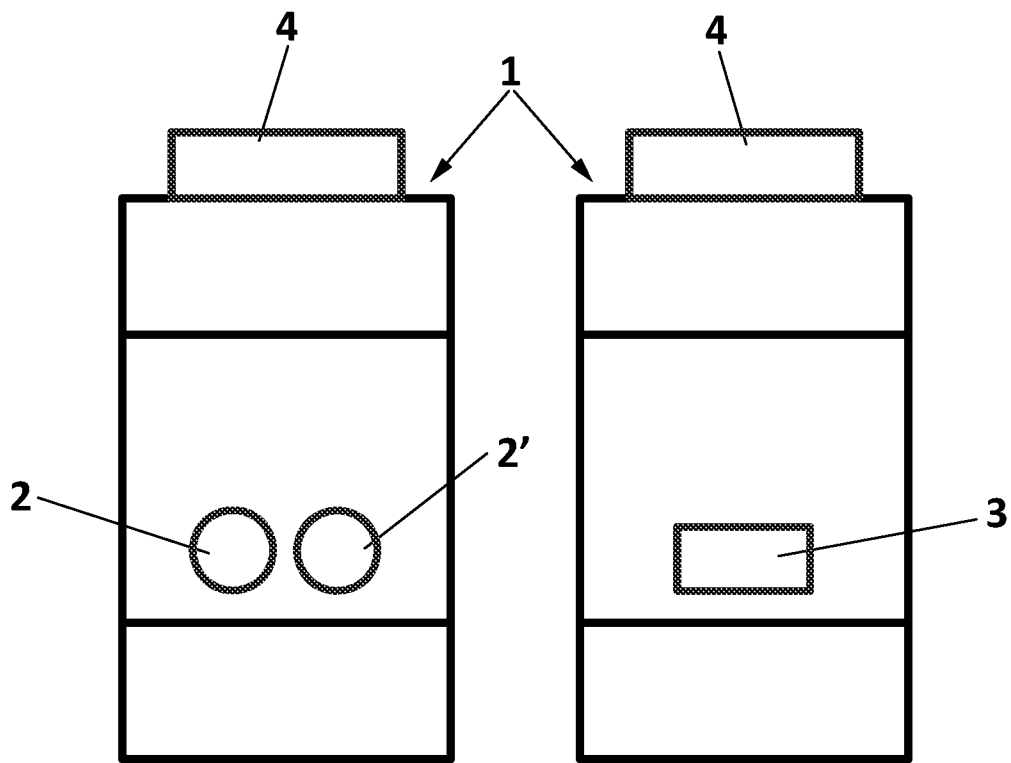


FIG. 2A

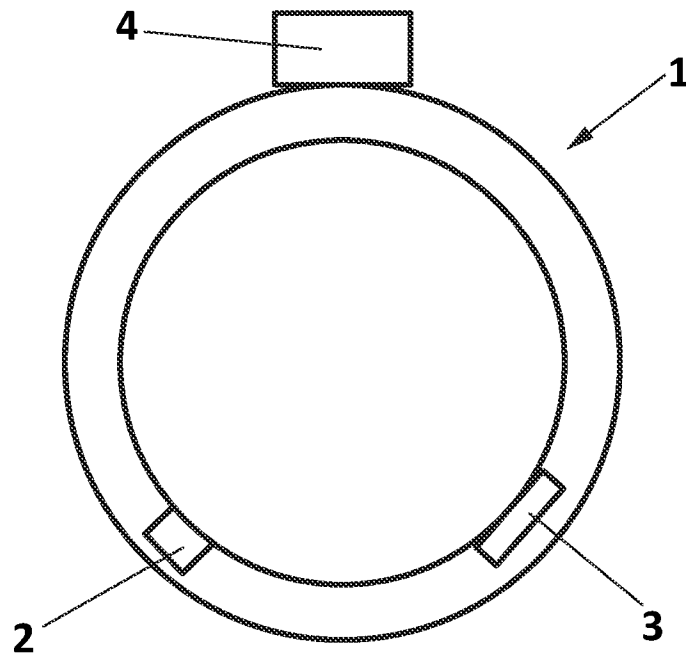
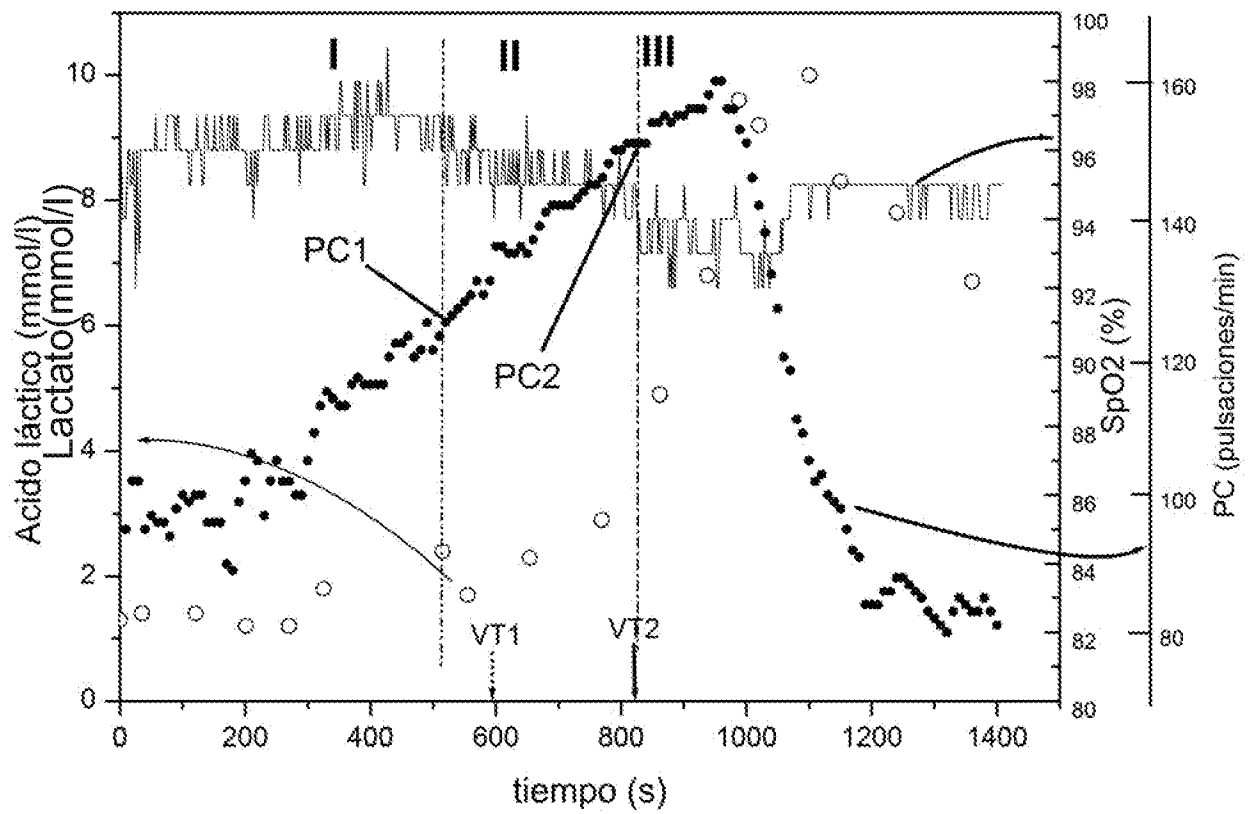
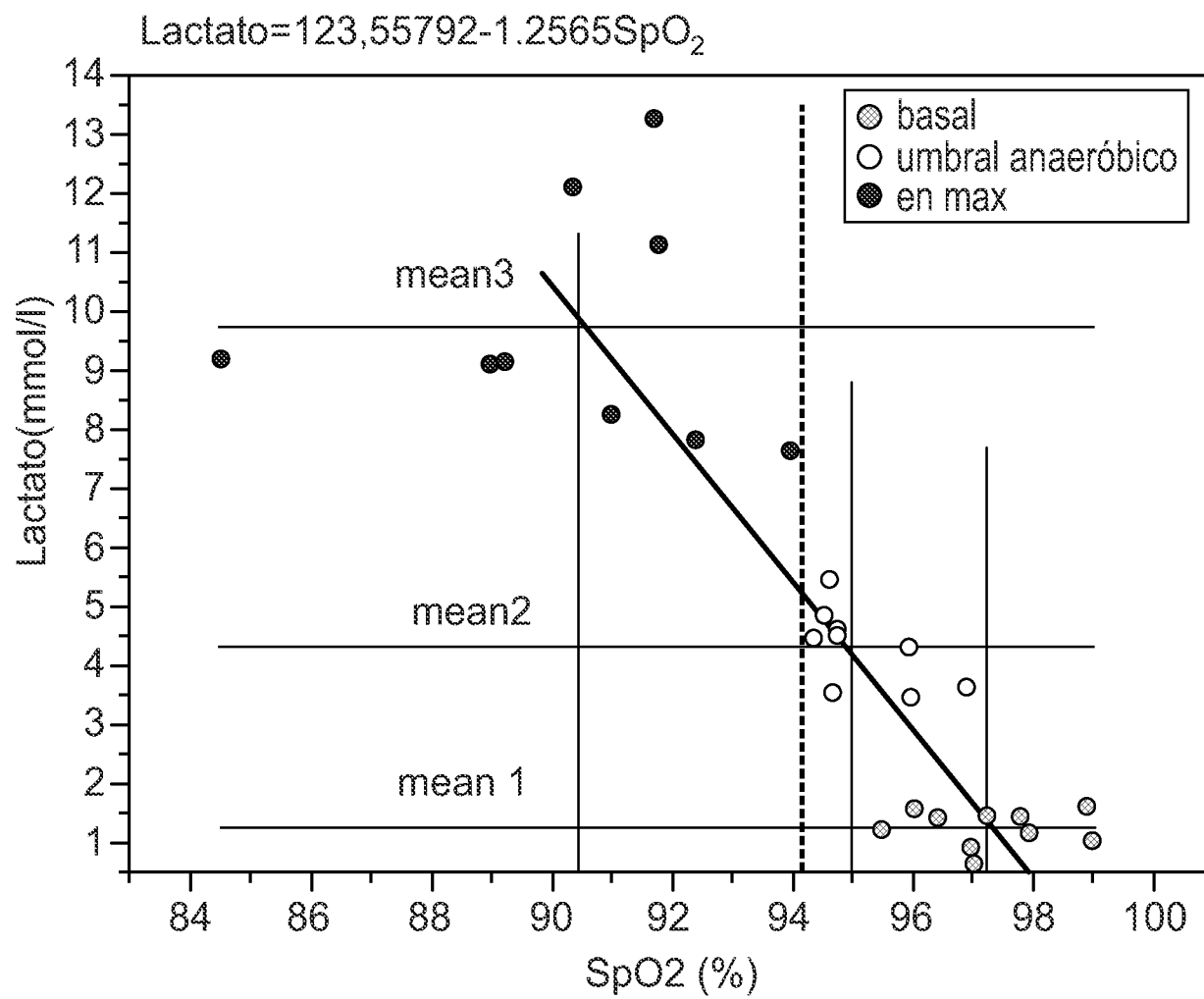
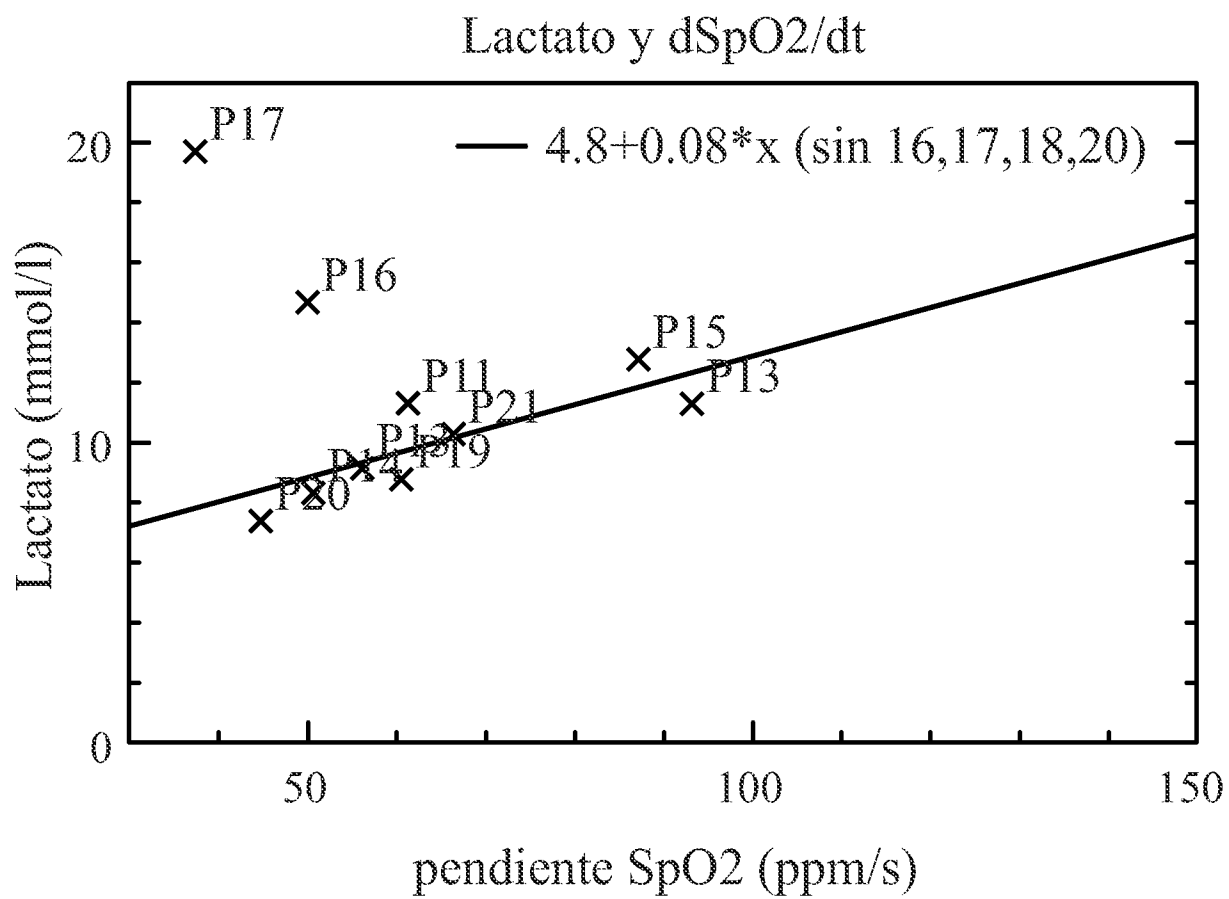


FIG. 2B

**FIG.3**

4/5

**FIG. 4**

**FIG. 5**

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/ES2017/070195

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/024 (2006.01)

A61B5/1455 (2006.01)

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

INVENES, EPODOC, WPI, TXTE, BIOSIS, COMPENDEX, EMBASE, INSPEC, MEDLINE, XPAIP, XPESP, XPI3E, XPIEE, Internet

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	ASADA, H. H. et al.. Mobile monitoring with wearable photoplethysmographic biosensors. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine May-June 2003, Vol. 22, N° 3, Pages 28 - 40, ISSN 0739-5175 (print), <DOI: doi:10.1109/MEMB.2003.1213624>	1-5, 9-16
Y	RHEE, S. DESIGN AND ANALYSIS OF ARTIFACT-RESISTIVE FINGER PHOTOPLETHYSMOGRAPHIC SENSORS FOR VITAL SIGN MONITORING. Ph.D. thesis, 16/07/2001, Pages 14-32, 68-73 [on line][retrieved the 27/06/2017]. Retrieved from the Internet <URL: https://www.researchgate.net/profile/Sokwoo_Rhee/publication/34279438_Design_and_analysis_of_artifact-resistive_finger_photoplethysmographic_sensors_for_vital_sign_monitoring/links/0deec53791d30d892d000000.pdf >	1-5, 9-16
Y	US 2004260191 A1 (STUBBS ET AL.) 23/12/2004,	9-16
X	the whole document.	6-8

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance.	
"E" earlier document but published on or after the international filing date	
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"O" document referring to an oral disclosure use, exhibition, or other means.	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
03/07/2017

Date of mailing of the international search report
(04/07/2017)

Name and mailing address of the ISA/

OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS
Paseo de la Castellana, 75 - 28071 Madrid (España)
Facsimile No.: 91 349 53 04

Authorized officer
A. Figuera González

Telephone No. 91 3495516

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/ES2017/070195

Information on patent family members

Patent document cited in the search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US2004260191 A1	23.12.2004	US7220220 B2 US6736759 B1	22.05.2007 18.05.2004
-----	-----	-----	-----

INFORME DE BÚSQUEDA INTERNACIONAL

Solicitud internacional nº
PCT/ES2017/070195

A. CLASIFICACIÓN DEL OBJETO DE LA SOLICITUD

A61B5/024 (2006.01)

A61B5/1455 (2006.01)

De acuerdo con la Clasificación Internacional de Patentes (CIP) o según la clasificación nacional y CIP.

B. SECTORES COMPRENDIDOS POR LA BÚSQUEDA

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

A61B

Otra documentación consultada, además de la documentación mínima, en la medida en que tales documentos formen parte de los sectores comprendidos por la búsqueda

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

INVENES, EPODOC, WPI, TXTE, BIOSIS, COMPENDEX, EMBASE, INSPEC, MEDLINE, XPAIP, XPESP, XPI3E, XPIEE, Internet

C. DOCUMENTOS CONSIDERADOS RELEVANTES

Categoría*	Documentos citados, con indicación, si procede, de las partes relevantes	Relevante para las reivindicaciones nº
Y	ASADA, H. H. et al. Mobile monitoring with wearable photoplethysmographic biosensors. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, mayo/junio 2003, Vol. 22, Nº 3, Páginas 28 - 40, ISSN 0739-5175 (print), <DOI: doi:10.1109/MEMB.2003.1213624>	1-5, 9-16
Y	RHEE, S. DESIGN AND ANALYSIS OF ARTIFACT-RESISTIVE FINGER PHOTOPLETHYSMOGRAPHIC SENSORS FOR VITAL SIGN MONITORING. Tesis doctoral, 16/07/2001, Páginas 14-32, 68-73 [en línea][recuperado el 27/06/2017]. Recuperado de Internet <URL: https://www.researchgate.net/profile/Sokwoo_Rhee/publication/34279438_Design_and_analysis_of_artifact-resistive_finger_photoplethysmographic_sensors_for_vital_sign_monitoring/links/0deec53791d30d892d000000.pdf >	1-5, 9-16
Y X	US 2004260191 A1 (STUBBS ET AL.) 23/12/2004, todo el documento.	9-16 6-8

☐ En la continuación del recuadro C se relacionan otros documentos ☒ Los documentos de familias de patentes se indican en el anexo

* Categorías especiales de documentos citados:	"T"	documento ulterior publicado con posterioridad a la fecha de presentación internacional o de prioridad que no pertenece al estado de la técnica pertinente pero que se cita por permitir la comprensión del principio o teoría que constituye la base de la invención.
"A" documento que define el estado general de la técnica no considerado como particularmente relevante.	"X"	documento particularmente relevante; la invención reivindicada no puede considerarse nueva o que implique una actividad inventiva por referencia al documento aisladamente considerado.
"E" solicitud de patente o patente anterior pero publicada en la fecha de presentación internacional o en fecha posterior.	"Y"	documento particularmente relevante; la invención reivindicada no puede considerarse que implique una actividad inventiva cuando el documento se asocia a otro u otros documentos de la misma naturaleza, cuya combinación resulta evidente para un experto en la materia.
"L" documento que puede plantear dudas sobre una reivindicación de prioridad o que se cita para determinar la fecha de publicación de otra cita o por una razón especial (como la indicada).	"&"	documento que forma parte de la misma familia de patentes.
"O" documento que se refiere a una divulgación oral, a una utilización, a una exposición o a cualquier otro medio.		
"P" documento publicado antes de la fecha de presentación internacional pero con posterioridad a la fecha de prioridad reivindicada.		

Fecha en que se ha concluido efectivamente la búsqueda internacional.

03/07/2017

Fecha de expedición del informe de búsqueda internacional.

04 de julio de 2017 (04/07/2017)

Nombre y dirección postal de la Administración encargada de la búsqueda internacional

OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

Paseo de la Castellana, 75 - 28071 Madrid (España)

Nº de fax: 91 349 53 04

Funcionario autorizado

A. Figuera González

Nº de teléfono 91 3495516

INFORME DE BÚSQUEDA INTERNACIONAL

Solicitud internacional n°

Informaciones relativas a los miembros de familias de patentes

PCT/ES2017/070195

Documento de patente citado en el informe de búsqueda	Fecha de Publicación	Miembro(s) de la familia de patentes	Fecha de Publicación
US2004260191 A1	23.12.2004	US7220220 B2 US6736759 B1	22.05.2007 18.05.2004
-----	-----	-----	-----